



UNIVERSITAT  
POLITÈCNICA  
DE VALÈNCIA



UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA

Escola Tècnica Superior d'Enginyeria Industrial

Implementació dun sistema de detecció de la somnolència  
en la conducció amb ladquisició de senyals EEG mitjançant  
un dispositiu portàtil de baix cost.

Treball Fi de Màster

Màster Universitari en Enginyeria Industrial (Accés des de Grau I.  
Electrònica Industrial i Automàtica)

AUTOR/A: Pérez Aranda, Carme

Tutor/a: Quiles Cucarella, Eduardo

CURS ACADÈMIC: 2022/2023



## **AGRAÏMENTS**

Gracies a la meua família per haver-me guiat sempre.

Gracies als meus amics per haver estat sempre al meu costat.

Gracies al meu tutor per la seua inestimable ajuda.

## RESUM

Els accidents de tràfic suposen la mort de més de dotze mil persones a l'any. Segons la DGT, s'estima que la fatiga i la son són causants aproximadament d'entre el 20 i el 30% d'aquests accidents. Uns bons hàbits de son i les apropiades parades durant la conducció ajuden a disminuir el risc; no obstant, en moltes ocasions, no és suficient.

Existeixen en l'actualitat característiques implementades en els vehicles més moderns que són capaces de detectar alguns dels símptomes que mostra aquesta fatiga. Entre les tecnologies que s'empren per a aquesta detecció es troben el reconeixement facial, que monitoritza els parpellejos, la direcció de la mirada o la posició del cap; excessives correccions en la direcció, o brusquedat en les maniobres.

Un dispositiu capaç de detectar aquesta somnolència i alertar al conductor fent ús de senyals electroencefalogràfiques pot suposar un gran aliat. Aquest dispositiu ha de ser còmode i sense fils a fi d'evitar al màxim les possibles distraccions o incomoditats que pogueren causar.

La proposta d'aquest projecte consta del disseny d'un sistema capaç de detectar aquesta somnolència fent ús d'un dispositiu d'adquisició de senyals electroencefalogràfiques existent en el mercat. Aquesta adquisició es realitza mitjançant la connexió Bluetooth del dispositiu portàtil a l'ordinador. El processament de les dades es du a terme mitjançant algorismes de detecció a Matlab.

Aquest projecte pretén contribuir de forma directa a l'ODS.3 Salut i Benestar

**Paraules clau:** Somnolència; Conducció; Electroencefalogràfiques; Portàtil.



## RESUMEN

Los accidentes de tráfico provocan la muerte de más de doce mil personas al año. Según la DGT, se estima que la fatiga y el sueño son responsables de aproximadamente entre el 20% y el 30% de estos accidentes. Buenos hábitos de sueño y las paradas adecuadas durante la conducción ayudan a reducir el riesgo; sin embargo, en muchas ocasiones, no son suficientes.

En la actualidad, existen características implementadas en los vehículos más modernos que son capaces de detectar algunos de los síntomas que muestra esta fatiga. Entre las tecnologías utilizadas para esta detección se encuentran el reconocimiento facial, que monitorea los parpadeos, la dirección de la mirada o la posición de la cabeza; las correcciones excesivas en la dirección o la brusquedad en las maniobras.

Un dispositivo capaz de detectar esta somnolencia y alertar al conductor utilizando señales electroencefalográficas puede ser un gran aliado. Este dispositivo debe ser cómodo y sin cables para minimizar las posibles distracciones o incomodidades que podrían causar.

La propuesta de este proyecto consiste en el diseño de un sistema capaz de detectar esta somnolencia utilizando un dispositivo de adquisición de señales electroencefalográficas existente en el mercado. Esta adquisición se realiza mediante la conexión Bluetooth del dispositivo portátil al ordenador. El procesamiento de los datos se lleva a cabo mediante algoritmos de detección en Matlab.

Este proyecto tiene como objetivo contribuir de manera directa al ODS 3, Salud y Bienestar.

**Palabras Clave:** Somnolencia; Conducción; Electroencefalográficas; Portátil

## **ABSTRACT**

Traffic accidents result in the death of more than twelve thousand people annually. According to the DGT, it is estimated that fatigue and sleepiness are responsible for approximately 20% to 30% of these accidents. Good sleep habits and appropriate breaks during driving help reduce the risk; however, they are not sufficient in many instances.

Currently, modern vehicles are equipped with features capable of detecting some of the symptoms of this fatigue. Technologies employed for this detection include facial recognition, which monitors blinking, gaze direction, head position, excessive corrections in steering, or abrupt manoeuvres.

A device capable of detecting this drowsiness and alerting the driver using electroencephalographic signals can be a significant ally. This device should be comfortable and wireless to minimise potential distractions or discomfort.

The proposal of this project involves designing a system capable of detecting this drowsiness using an existing electroencephalographic signal acquisition device on the market. This acquisition is performed through the portable device's Bluetooth connection to the computer. Data processing is carried out using detection algorithms in Matlab.

This project aims to contribute to SDG 3, Health and Well-being directly.

**Keywords:** Drowsiness; Driving; Electroencephalographic; Portable.

# ÍNDEX

## DOCUMENTS CONTINGUTS EN EL TFM

- Memòria
- Pressupost
- Annexos

## ÍNDEX DE LA MEMÒRIA

MOTIVACIÓ .....	1
ESTAT DE L'ART/ANTECEDENTS/JUSTIFICACIÓ .....	1
OBJECTIUS .....	3
ABAST DEL PROJECTE .....	4
EEG .....	5
PREPROCESSAMENT .....	6
BANDES DE FREQUÈNCIA .....	6
MUSE® .....	8
MATLAB .....	10
MIND MONITOR .....	11
CRITERIS D'ÈXIT DEL PROJECTE .....	14
CONNEXIÓ DE LA DIADEMA MUSE I ADQUISICIÓ DE LES DADES .....	14
PROBLEMÀTICA DE LES DADES EN TEMPS REAL .....	14
ENREGISTRAMENT DE LES DADES .....	15
DESENVOLUPAMENT DE L'ALGORITME .....	16
DIFERÈNCIES ENTRE ELS SUBJECTES ESTUDIATS .....	17
DEFINICIÓ DELS CRITERIS DE SOMNOLÈNCIA .....	21
CÀLCUL DELS ÍNDEXS DE SOMNOLÈNCIA .....	21
CARACTERÍSTIQUES PER MILLORAR LA DETECCIÓ .....	23
<i>Correcta col·locació de la diadema</i> .....	23
<i>Detecció de la posició i moviments del cap</i> .....	24
CODI .....	25
IMPORTACIÓ DE LES DADES A MATLAB .....	26
CÀLCUL DE MITJANES DE LES ONES .....	27
REPRESENTACIÓ DE LES DADES .....	27
CÀLCUL DELS LLINDARS DE SOMNOLÈNCIA .....	28
BUCLE DE SEGUIMENT DE LES DADES .....	29
PRIMER SUBJECTE .....	33



PRIMER ASSAIG .....	33
SEGON ASSAIG .....	35
TERCER ASSAIG .....	37
CONCLUSIONS .....	39
<b>SEGON SUBJECTE .....</b>	<b>41</b>
PRIMER ASSAIG .....	41
SEGON ASSAIG .....	43
TERCER ASSAIG .....	45
CONCLUSIONS .....	47
<b>TERCER SUBJECTE .....</b>	<b>48</b>
PRIMER ASSAIG .....	48
SEGON ASSAIG .....	50
TERCER ASSAIG .....	52
CONCLUSIONS .....	54
<b>QUART SUBJECTE .....</b>	<b>55</b>
PRIMER ASSAIG .....	55
SEGON ASSAIG .....	57
TERCER ASSAIG .....	59
CONCLUSIONS .....	61
<b>CONCLUSIONS DELS ASSAJOS .....</b>	<b>62</b>
<b>CONCLUSIONS .....</b>	<b>63</b>
CRITERIS D'ÈXIT .....	63
CONCLUSIONS ADDICIONALS .....	64
<b>PROJECTES FUTURS .....</b>	<b>64</b>

## ÍNDIX DE FIGURES

FIGURA 1. SISTEMES DE DETECCIÓ DE SOMNOLÈNCIA EN LA CONDUCCIÓ (FONT: DGT) .....	2
FIGURA 2. ONES CEREBRALS EN ELS HUMANS I LES SEUES PRINCIPALS BANDES DE FREQUÈNCIA (FONT: CHOOSEMUSE.COM) ...	7
FIGURA 3. DIADEMA MUSE®, MODEL DE 2016 (FONT: CHOOSEMUSE.COM) .....	8
FIGURA 4. INTERFÍCIE DE L'APLICACIÓ MIND MONITOR .....	12
FIGURA 5. EXEMPLE DELS SENYALS DE REFERÈNCIA D'ALERTA I SOMNOLÈNCIA D'UN USUARI. ....	16
FIGURA 6. COMPARACIÓ DELS SENYALS D'ACTIVITAT CEREBRAL DE L'HOME DE 65 ANYS. ....	17
FIGURA 7. COMPARACIÓ DELS SENYALS D'ACTIVITAT CEREBRAL DE LA DONA DE 60 ANYS. ....	18
FIGURA 8. COMPARACIÓ DELS SENYALS D'ACTIVITAT CEREBRAL DE LA DONA DE 29 ANYS. ....	19
FIGURA 9. COMPARACIÓ DELS SENYALS D'ACTIVITAT CEREBRAL DE LA DONA DE 24 ANYS. ....	20
FIGURA 10. REPRESENTACIÓ DELS COEFICIENTS $B/A$ , $(\theta + A)/B$ , $\theta/A$ EN SOMNOLÈNCIA (ESQUERRA) I ALERTA (DRETA) .....	22
FIGURA 11. REPRESENTACIÓ DELS COEFICIENTS $A/B$ , $(\theta + A)/(B + A)$ , $(B + \gamma)/(A + \Delta)$ EN SOMNOLÈNCIA (ESQUERRA) I ALERTA (DRETA) .....	22
FIGURA 12. EXEMPLE DE LES DADES DE L'ACCELERÒMETRE DE LA POSICIÓ VERTICAL DEL CAP I DELS MOVIMENTS D'AQUEST. .	24
FIGURA 13. DIAGRAMA DE FLUX DEL PROGRAMA ESCRIT A MATLAB .....	25
FIGURA 14. ONES DE REFERÈNCIA DE L'HOME DE 65 ANYS .....	33
FIGURA 15. BANDES DE FREQUÈNCIA BETA I GAMMA CORRESPONENTS A LES DADES PRESES EN EL PRIMER ASSAIG .....	34

FIGURA 16. COEFICIENTS DE SOMNOLÈNCIA DE L'HOME DE 65 ANYS EN EL PRIMER ASSAIG. ....	34
FIGURA 17. POSICIÓ VERTICAL I MOVIMENTS DEL CAP DEL PRIMER ASSAIG. ....	35
FIGURA 18. BANDES DE FREQUÈNCIA BETA I GAMMA CORRESPONENTS A LES DADES PRESES EN EL SEGON ASSAIG. ....	36
FIGURA 19. COEFICIENTS DE SOMNOLÈNCIA DE L'HOME DE 65 ANYS EN EL SEGON ASSAIG. ....	36
FIGURA 20. POSICIÓ VERTICAL I MOVIMENTS DEL CAP DEL SEGON ASSAIG. ....	37
FIGURA 21. BANDES DE FREQUÈNCIA BETA I GAMMA CORRESPONENTS A LES DADES PRESES EN EL TERCER ASSAIG. ....	37
FIGURA 22. COEFICIENTS DE SOMNOLÈNCIA DE L'HOME DE 65 ANYS EN EL TERCER ASSAIG. ....	38
FIGURA 23. POSICIÓ VERTICAL I MOVIMENTS DEL CAP DEL TERCER ASSAIG. ....	38
FIGURA 24. GRÀFICA COMPARATIVA DE LES DADES REFERENCIA EN ALERTA I SOMNOLÈNCIA DEL SEGON SUBJECTE. ....	41
FIGURA 25. BANDES DE FREQUÈNCIA BETA I GAMMA CORRESPONENTS A LES DADES PRESES EN EL PRIMER ASSAIG. ....	42
FIGURA 26. COEFICIENTS DE SOMNOLÈNCIA DE LA DONA DE 60 ANYS EN EL PRIMER ASSAIG. ....	42
FIGURA 27. POSICIÓ VERTICAL I MOVIMENTS DEL CAP DEL PRIMER ASSAIG. ....	43
FIGURA 28. BANDES DE FREQUÈNCIA BETA I GAMMA CORRESPONENTS A LES DADES PRESES EN EL SEGON ASSAIG. ....	44
FIGURA 29. COEFICIENTS DE SOMNOLÈNCIA DE LA DONA DE 60 ANYS EN EL PRIMER ASSAIG. ....	44
FIGURA 30. POSICIÓ VERTICAL I MOVIMENTS DEL CAP DEL PRIMER ASSAIG. ....	45
FIGURA 31. BANDES DE FREQUÈNCIA BETA I GAMMA CORRESPONENTS A LES DADES PRESES EN EL TERCER ASSAIG. ....	45
FIGURA 32. COEFICIENTS DE SOMNOLÈNCIA DE LA DONA DE 60 ANYS EN EL TERCER ASSAIG. ....	46
FIGURA 33. POSICIÓ VERTICAL I MOVIMENTS DEL CAP DEL TERCER ASSAIG. ....	46
FIGURA 34. GRÀFICA COMPARATIVA DE LES DADES REFERENCIA EN ALERTA I SOMNOLÈNCIA DEL TERCER SUBJECTE. ....	48
FIGURA 35. BANDES DE FREQUÈNCIA BETA I GAMMA CORRESPONENTS A LES DADES PRESES EN EL PRIMER ASSAIG. ....	49
FIGURA 36. COEFICIENTS DE SOMNOLÈNCIA EN EL PRIMER ASSAIG. ....	49
FIGURA 37. POSICIÓ VERTICAL I MOVIMENTS DEL CAP DEL PRIMER ASSAIG. ....	50
FIGURA 38. BANDES DE FREQUÈNCIA BETA I GAMMA CORRESPONENTS A LES DADES PRESES EN EL SEGON ASSAIG. ....	50
FIGURA 39. COEFICIENTS DE SOMNOLÈNCIA EN EL SEGON ASSAIG. ....	51
FIGURA 40. POSICIÓ VERTICAL I MOVIMENTS DEL CAP DEL SEGON ASSAIG. ....	51
FIGURA 41. BANDES DE FREQUÈNCIA BETA I GAMMA CORRESPONENTS A LES DADES PRESES EN EL TERCER ASSAIG. ....	52
FIGURA 42. COEFICIENTS DE SOMNOLÈNCIA DE LA DONA DE 29 ANYS EN EL TERCER ASSAIG. ....	52
FIGURA 43. POSICIÓ VERTICAL I MOVIMENTS DEL CAP DEL TERCER ASSAIG. ....	53
FIGURA 44. GRÀFICA COMPARATIVA DE LES DADES REFERENCIA EN ALERTA I SOMNOLÈNCIA DEL QUART SUBJECTE. ....	55
FIGURA 45. BANDES DE FREQUÈNCIA BETA I GAMMA CORRESPONENTS A LES DADES PRESES EN EL PRIMER ASSAIG. ....	56
FIGURA 46. COEFICIENTS DE SOMNOLÈNCIA EN EL PRIMER ASSAIG. ....	56
FIGURA 47. POSICIÓ VERTICAL I MOVIMENTS DEL CAP DEL PRIMER ASSAIG. ....	57
FIGURA 48. BANDES DE FREQUÈNCIA BETA I GAMMA CORRESPONENTS A LES DADES PRESES EN EL SEGON ASSAIG. ....	57
FIGURA 49. COEFICIENTS DE SOMNOLÈNCIA EN EL SEGON ASSAIG. ....	58
FIGURA 50. POSICIÓ VERTICAL I MOVIMENTS DEL CAP DEL SEGON ASSAIG. ....	58
FIGURA 51. BANDES DE FREQUÈNCIA BETA I GAMMA CORRESPONENTS A LES DADES PRESES EN EL TERCER ASSAIG. ....	59
FIGURA 52. COEFICIENTS DE SOMNOLÈNCIA DE LA DONA DE 29 ANYS EN EL TERCER ASSAIG. ....	59
FIGURA 53. POSICIÓ VERTICAL I MOVIMENTS DEL CAP DEL TERCER ASSAIG. ....	60

## **ÍNDEX DE TAULES**

TAULA 1. VARIABLES EXTRETES PER LA DIADEMA I LES SEUES CARACTERÍSTIQUES (FONT: <a href="https://ifellhdh.tec.mx/sites/g/files/vgjovo1101/files/muse_2_specifications.pdf">HTTPS://IFELLDH.TEC.MX/SITES/G/FILES/VGJOVO1101/FILES/MUSE_2_SPECIFICATIONS.PDF</a> ). ....	9
TAULA 2. RESULTATS DELS ASSAJOS DEL PRIMER SUBJECTE. ....	39
TAULA 3. RESULTATS DELS ASSAJOS DEL SEGON SUBJECTE. ....	47
TAULA 4. RESULTATS DELS ASSAJOS DEL TERCER SUBJECTE. ....	54
TAULA 5. RESULTATS DELS ASSAJOS DEL QUART SUBJECTE. ....	61
TAULA 6. REFERÈNCIES DE PREUS DE LES AMORTITZACIONS D'EQUIPAMENT. ....	69





TAULA 7. REFERÈNCIES DE PREUS DE LA MÀ D'OBRA .....	69
TAULA 8. REFERÈNCIES DE PREUS DELS PROGRAMARIS .....	70
TAULA 9. REFERÈNCIES DE PREUS DELS COSTOS DIRECTES I INDIRECTES .....	70
TAULA 10. COSTOS DE LA MÀ D'OBRA .....	70
TAULA 11. COSTOS DE L'EQUIPAMENT .....	70
TAULA 12. COSTOS DELS PROGRAMARIS .....	70
TAULA 13. COSTOS DELS MITJANS AUXILIARS .....	71
TAULA 14. COSTOS TOTALS D'EXECUCIÓ DEL PROJECTE .....	71
TAULA 15. GRAU DE CONTRIBUTIÓ ALS OBJECTIUS DE DESENVOLUPAMENT SOSTENIBLES DE L'AGENDA 2030 EUROPEA. ....	73

## ÍNDEX DEL PRESSUPOST

<b>INTRODUCCIÓ .....</b>	<b>69</b>
<b>AMORTITZACIONS D'EQUIPAMENT .....</b>	<b>69</b>
<b>PREUS ELEMENTALS.....</b>	<b>69</b>
MÀ D'OBRA .....	69
PROGRAMARIS .....	69
MITJANS AUXILIARS .....	70
<b>PREUS UNITARIS I MESURAMENTS .....</b>	<b>70</b>
MÀ D'OBRA .....	70
EQUIPAMENT .....	70
PROGRAMARIS .....	70
MITJANS AUXILIARS .....	71
<b>TOTAL .....</b>	<b>71</b>

## ÍNDEX D'ANNEXOS

<b>INTRODUCCIÓ I OBJECTIUS .....</b>	<b>73</b>
<b>RELACIÓ DEL TREBALL REALITZAT AMB ELS ODS .....</b>	<b>73</b>
<b>DESCRIPCIÓ DE L'ALINEACIÓ DEL PROJECTE AMB ELS ODS QUE TENEN UNA RELACIÓ DE MÉS ALTA ...</b>	<b>74</b>



UNIVERSITAT  
POLITÈCNICA  
DE VALÈNCIA



ESCOLA TÈCNICA  
SUPERIOR ENGINYERIA  
INDUSTRIAL VALÈNCIA

---

# IMPLEMENTACIÓ D'UN SISTEMA DE DETECCIÓ DE LA SOMNOLÈNCIA EN LA CONDUCCIÓ AMB L'ADQUISICIÓ DE SENYALS EEG MITJANÇANT UN DISPOSITIU PORTÀTIL DE BAIX COST

---

DOCUMENT I: MEMÒRIA

# CAPÍTOL 1. INTRODUCCIÓ

## **MOTIVACIÓ**

Sols a juliol de l'any 2023 115 persones van perdre la vida a les carreteres a causa dels accidents de tràfic (1). No pot oblidar-se el fet de que el 93% dels accidents estan causats pel factor humà. A més, segons la Direcció General de Tràfic, s'estima que al voltant del 20-30% dels accidents estan causats per la fatiga o la son. Aquests accidents són completament evitables i evitar-los, un repte per a tota la societat.

La somnolència al volant és un problema real i freqüent que ha afectat alguna vegada a pràcticament tots els conductors. Pot estar causat per diversos motius com la falta de hores de descans de qualitat, el consum de fàrmacs o una activitat mentalment exigent, com és la conducció prolongada.

El parlament europeu té com a objectiu reduir a zero les morts a les carreteres abans del 2050; per aquest motiu, promou la instal·lació d'assistents als vehicles que augmenten la seguretat. És per això que el desenvolupament i millora d'aquestes tecnologies es planteja com un repte urgent. La prevenció dels accidents és un tema fonamental i urgent en la nostra societat, no sols de cara a la conducció de vehicles, sinó que també a la manipulació de maquinaria pesada.

El present document descriu el projecte de disseny i implementació d'un sistema de detecció de somnolència, destinat a previndre accidents en la conducció, basat en la lectura dels senyals cerebrals captats per un dispositiu comercial. Aquest sistema té l'objectiu de contribuir a la prevenció d'accidents de trànsit relacionats amb la fatiga o la son del conductor. Així mateix de la creació d'un sistema que siga reduït en cost i fàcilment disponible en un futur per a tota la població. Això permetrà prendre mesures per a previndre accidents relacionats amb la somnolència, com ara avisar al conductor o activar sistemes d'assistència a la conducció.

## **ESTAT DE L'ART/ANTECEDENTS/JUSTIFICACIÓ**

Segons el Ministeri per a la Transició Ecològica i el Repte Demogràfic, al 2012 en Espanya es van invertir 430 en desplaçaments, al voltant de la meitat dels quals es feren a bord d'automòbils (2). Altrament, segons la DGT, al 2020 quasi 400 persones van perdre la vida per que vehicle en el que viatjaven se'n va eixir de la via. El cansament, la son i la fatiga redueixen la capacitat de concentració, els reflexes, la visió i inclús l'audició (3). Aquestes disminucions de les capacitats durant la conducció allarguen el temps de reacció, el que fa que siga més probable que es produïska un accident (4).

Des de la dècada dels 50 s'han desenvolupat més les tecnologies que minimitzen els accidents. És per eixe motiu que cada vegada més vehicles incorporen sistemes diversos per tal d'advertir al conductor de quan ha de prendre's un descans. Aquests s'anomenen sistemes de detecció

de somnolència en la conducció i tenen diverses formes (4), com els que es mostren en la Figura 1.

### VIGILA EL CANSANCIO DEL CONDUCTOR

Este asistente se ha desarrollado para detectar el cansancio y la somnolencia al volante y poder avisar y activar al conductor.

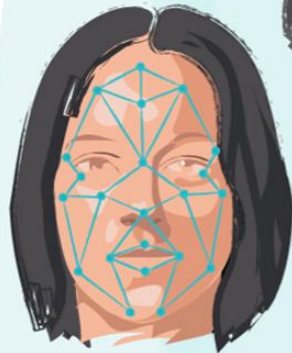
#### VOLANTE

Un sensor en el volante analiza la presión que el conductor ejerce, los movimientos de sus manos y los cambios de dirección, si hay correcciones constantes y demasiado bruscas.



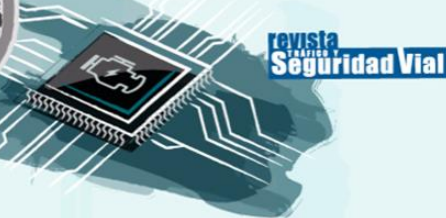
#### CÁMARA

En los sistemas más evolucionados, una cámara monitoriza las facciones de la cara, los movimientos de los ojos o de la cabeza.



#### MOTOR

La centralita del motor analiza el tiempo que lleva el motor en marcha.



#### ALERTA

Cuando los diferentes sistemas detectan la fatiga del conductor en base a los patrones marcados o que llevamos más de dos horas conduciendo sin parar, se emite una señal luminosa en la instrumentación en forma de taza humeante, o un mensaje de texto.



Figura 1. Sistemes de detecció de somnolència en la conducció (Font: DGT)

Sistemes que analitzen el comportament del conductor, com el que pot trobar-se al volant del vehicle, realitzant una monitoratge de la posició de les mans, la pressió o correccions excessives de la direcció; a la zona inferior, fent un seguiment de la col·locació dels peus, per exemple, si es descansa el peu durant molt temps, etcètera; i fins i tot en el motor, verificant el temps que porta encès (3) (5).

Existeixen també sistemes basats en un anàlisi visual del conductor, que realitzen una monitoratge del moviment dels ulls, expressions i moviments del cap, encara que aquests sistemes encara es troben subjectes a millora i perfeccionament per la gran complexitat que suposen. Així mateix, aquests sistemes no suposen una solució definitiva en molts casos, ja que moltes persones poden arribar a trobar-se en alguna fase de la son que no mostre signes de cansament i que no siga detectada (5).

Una de les principals causes dels accidents són les distraccions; i una de les principals causes de les distraccions és el cansament. És per això que la utilització de senyals bioelèctrics resulta molt interessant per detectar-lo. Tant senyals electromiogràfics per monitorar els moviments dels músculs facials, com els senyals cerebrals, que possibiliten una detecció encara més precisa de les diferents etapes del son (5).

Actualment existeixen diversos mètodes per detectar la fatiga del conductor. N'hi ha que ja s'utilitzen en la majoria dels vehicles i d'altres que es troben en cotxes d'alta gama, per ser una tecnologia més nova.

## **OBJECTIUS**

El propòsit principal d'aquest projecte és el desenvolupament d'un sistema de baix cost que siga capaç de detectar la somnolència d'un usuari en l'àmbit de la conducció mitjançant l'adquisició de senyals EEG. Aquest sistema es basarà en les dades captades per un dispositiu existent en el mercat, el qual serà utilitzat com a eina per a recollir informació sobre l'estat del conductor.

Un altre objectiu d'aquest projecte és que aquesta detecció estiga adaptada a cada individu per mitjà del registre de dades de referència dels mateixos amb caràcter previ a aquesta detecció.

Per a aconseguir-lo, es realitzarà una proposta d'una aplicació que haurà de ser funcional i que permetrà avaluar la viabilitat i eficàcia del sistema proposat. Aquesta proposta serà una eina clau per a demostrar la capacitat del sistema per a detectar la somnolència del conductor i, per tant, contribuir a millorar la seguretat en la carretera.

Una de les principals premisses d'aquest projecte és fer ús de dades EEG prèviament enregistrades, ja que el sistema se centra en la detecció d'indicis de somnolència que puguen ser associats amb l'activitat cerebral. Això implica una anàlisi exhaustiva de les dades recopilades i una comprensió profunda dels patrons d'activitat cerebral que poden indicar estats de son o somnolència.

En resum, aquest projecte té com a finalitat el desenvolupament d'un sistema de baix cost que puga ser utilitzat per a previndre accidents de tràfic relacionats amb la somnolència del conductor. A través del desenvolupament d'una proposta funcional, es podrà avaluar la viabilitat d'aquesta solució i determinar si pot ser implementada en vehicles per a millorar la seguretat en la carretera.

Per a assolir els objectius d'aquest projecte, es planteja una sèrie de fites parcials que hauran de ser complertes:

- Connexió del dispositiu que capta els senyals EEG: Aquest objectiu implica la correcta connexió del dispositiu que serà utilitzat per a captar les dades sobre l'activitat cerebral de l'usuari amb l'ordinador.
- Processament de les dades adquirides: Una vegada adquirides les dades, serà necessari realitzar un processament adequat per a extreure la informació rellevant sobre l'estat de l'usuari.
- Determinació de què es considera com a somnolència: Per a poder detectar la somnolència del conductor, serà necessari definir quins són els criteris que es faran servir per a determinar si un usuari està somnolent o no.
- Implementació a Matlab del programa per dur-ho a terme: El sistema de detecció de la somnolència serà implementat emprant el programari Matlab, el qual permetrà dur a terme el processament de les dades i la implementació dels algorismes necessaris.
- Realització de proves en diverses persones per comprovar el seu funcionament: Finalment, es duran a terme proves en subjectes diferents per a comprovar el correcte funcionament del sistema i avaluar la seua eficàcia en la detecció de la somnolència del conductor.

Aquests objectius parcials són clau per a assegurar el correcte desenvolupament del projecte i garantir que el sistema proposat siga funcional i eficaç en la detecció de la somnolència del conductor en l'àmbit de la conducció. A més, pot ser també aplicable a la conducció o el maneig de vehicles pesats o maquinària pesada operada per persones, suposant així una mesura de seguretat més. Aquests aspectes posen de manifest la importància del projecte en la millora de la seguretat en el sector de la conducció i l'ús d'equips o vehicles que requereixen una vigilància constant per prevenir accidents relacionats amb la fatiga del conductor.

## **ABAST DEL PROJECTE**

L'abast d'aquest treball és el desenvolupament d'un prototip d'un sistema que siga capaç de reconèixer la somnolència d'un subjecte en un entorn de concentració com és la conducció. El sistema es basa en l'adquisició i anàlisi de dades EEG del subjecte fent ús d'un dispositiu existent al mercat anomenat Muse® "The brain sensing Headband". Per a això s'hi farà ús de dades enregistrades prèviament.

És important esmentar que el propòsit principal d'aquest prototip és detectar la somnolència i no necessàriament proporcionar un sistema complet d'alarma o avís al conductor. L'objectiu final és emetre un missatge escrit a la finestra de comandaments de Matlab, alertant el conductor de la seua possible somnolència i instigant-lo a prendre les mesures necessàries per a mantenir-se alerta i segur.

## CAPÍTOL 2. MARC TEÒRIC

Per tal de comprendre correctament el treball realitzat, és important conèixer primer diversos aspectes fonamentals sobre els quals treballa el projecte. Aquest projecte està basat en la detecció de somnolència fent ús dels senyals EEG, per tant és fonamental familiaritzar-se amb el que ocorre al cervell quan aquest es troba somnolent.

### **EEG**

Els senyals electroencefalogràfics, coneguts com a EEG, són ones electromagnètiques generades per l'activitat elèctrica del cervell. Les neurones cerebrals es comuniquen a través d'impulsos elèctrics i estan actives tot el temps, fins i tot mentre dormim (6). Aquesta activitat es manifesta com a línies ondulades en un registre electroencefalogràfic (6). La mesura d'aquests senyals es fa a terme mitjançant una tècnica no invasiva que implica la col·locació d'elèctrodes en el cuir cabellut. L'EEG registra l'activitat elèctrica de les neurones en forma d'ones que varien en amplitud i freqüència segons l'estat mental i físic d'una persona (6).

Durant la prova d'un electroencefalograma, els pacients no senten cap molèstia. Els elèctrodes no transmeten cap sensació, només registren les ones cerebrals (7). Els resultats obtinguts amb l'EEG són limitats en el sentit que registren petites mostres d'activitat elèctrica de la superfície del cervell i no poden analitzar l'activitat més profunda, com ara l'emoció. Això fa que no siguin aptes per diagnosticar malalties psiquiàtriques (7).

Aquesta prova és àmpliament utilitzada per a diferents propòsits:

- Diagnòstic de trastorns neurològics: L'EEG és una ferramenta útil per a diagnosticar i monitorar trastorns neurològics com l'epilèpsia i les convulsions. Les anormalitats en els patrons d'ones cerebrals poden ser indicatives de determinats problemes neurològics o danys cerebrals (8).
- Investigació cerebral: L'EEG és utilitzat en estudis de neurociències per a investigar l'activitat cerebral en diferents situacions i tasques. Això ajuda a comprendre millor el funcionament del cervell en resposta a estímuls externs i tasques cognitives (8).
- Interfícies cervell-ordinador: L'EEG es pot emprar per a desenvolupar interfícies entre el cervell i un ordinador, permetent que les persones controlen dispositius amb la ment. Aquesta tecnologia té un gran potencial per a persones amb diversitat funcional (8).
- Avaluació cognitiva: L'EEG també s'utilitza en investigacions i estudis clínics per a avaluar processos cognitius com l'atenció, la memòria i el processament de la informació (8).
- Estudi del son i vigília: L'EEG s'utilitza per a determinar les diferents etapes del son i els patrons d'activitat cerebral durant la vigília. Això permet avaluar la qualitat del son i identificar trastorns com l'insomni o l'apnea del son (8).

Detectar trastorns cerebrals, com l'epilèpsia (6); i útil també en el diagnòstic de tumors, dany cerebral, ictus, etc.

Els senyals EEG que es capten inicialment són els que es coneixen com a crus. El preprocessament d'aquests senyals és una etapa crucial en l'anàlisi d'aquestes, ja que es tracten de senyals molt dèbils, de l'ordre de microvolts, subjectes a moltes interferències. El preprocessament té com a objectiu millorar la qualitat dels senyals, eliminar o minimitzar el soroll i les interferències, així com preparar les dades per a anàlisis posteriors (9).

## PREPROCESSAMENT

Un resum dels passos a seguir per a aquest preprocessament són els següents:

- Filtratge: Les freqüències desitjades es troben en un espectre de entre els 0.01-1 Hz fins als 30-100 Hz.
- Extracció d'èpoques i correcció de la línia de base: Extreure èpoques utilitzant una longitud fixa (per exemple, -200 a 800 ms); Eliminar els valors de la línia de base (per exemple, -200 a 0 ms)
- Eliminació d'èpoques incorrectes i interpolació d'elèctrodes defectuosos:

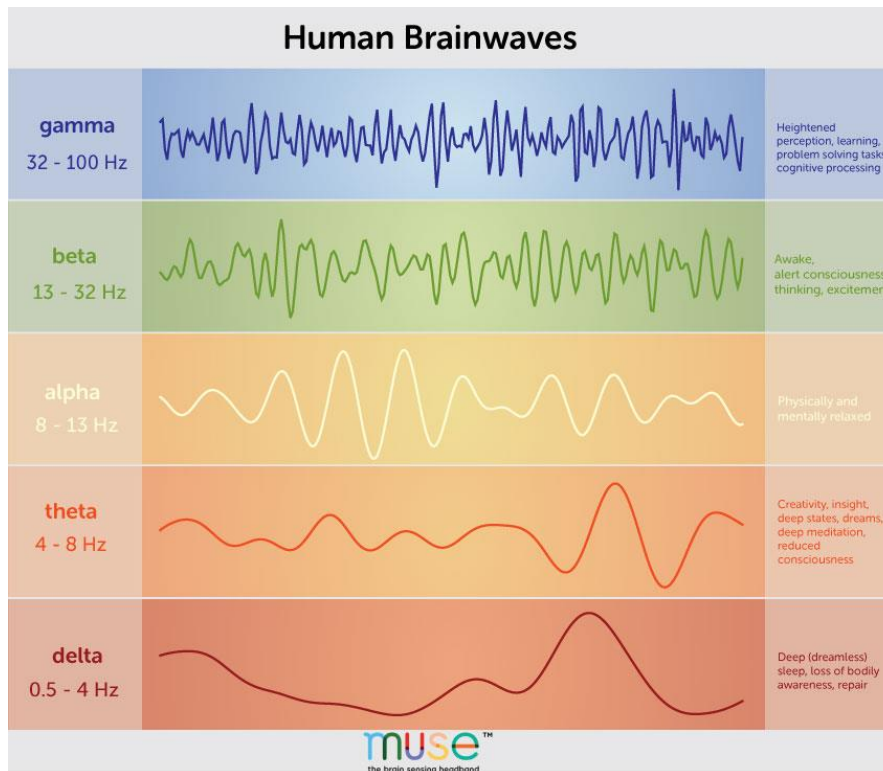
Una vegada realitzat un correcte preprocessament els senyals se separen en diferents bandes de freqüència. Aquestes bandes, com el seu nom indica, corresponen a diferents freqüències i amplituds, i cadascuna d'elles posseeix característiques diferents que responen a l'estat i activitat del cervell.

## BANDES DE FREQÜÈNCIA

Tal i com s'ha esmentat anteriorment, els senyals EEG poden separar-se en distintes bandes de freqüència. Aquestes són diferents patrons rítmics d'activitat elèctrica produïts per les neurones del cervell. Hi ha cinc bandes de freqüència principals que són Delta, Theta, Alfa, Beta i Gamma (Figura 2).

- La banda Delta (0.5-4 Hz) és la banda de freqüència més baixa i està associada amb el son profund i la reparació del cos. Aquesta banda mostra valors més elevats quan s'està dormint, dormint sense somiar, una fase del son no REM ó inconscient (10).
- La banda Theta (4-8 Hz) està associada amb la relaxació, la meditació, la creativitat i el son lleuger (10).
- La banda Alfa (8-12 Hz) està associada amb l'estat de relaxació en vigília, la calma i la concentració, tenint valors més elevats quan s'està en aquests estats (10).
- La banda Beta (13-30 Hz) està associada amb l'activitat mental, l'atenció, l'alerta i la resolució de problemes (10).
- La banda Gamma (més de 30 Hz) és la banda de freqüència més alta i està associada amb el processament cognitiu, la percepció sensorial i la formació de memòries (10).





**Figura 2. Ones cerebrals en els humans i les seues principals bandes de freqüència (font: choosemuse.com)**

Cada banda de freqüència té un paper important en el funcionament del cervell i en la regulació dels diferents estats mentals.

Els senyals EEG han estat objecte d'un creixent interès en la investigació científica actual. Un àmbit particularment prometedora en què aquests senyals han demostrat ser exitosos és la seua aplicació en la detecció de la somnolència. Segons avança la comprensió de l'activitat cerebral i les seues intrincades complexitats, s'ha observat un augment substancial en el nombre d'estudis que recorren a l'ús d'EEG amb aquest objectiu específic. Aquesta línia d'investigació no només ofereix aportacions valuoses en l'àmbit de la salut i la seguretat, sinó que també presenta prometedores aplicacions en la millora del benestar i l'eficiència en diverses esferes de la vida quotidiana.

Aquest projecte se situa dins d'aquest àmbit d'investigació expansiu i ric, el qual acumula una quantitat significativa de treballs previs que corroboren la utilitat dels senyals EEG per a la detecció de la somnolència. Mitjançant diversos estudis previs, s'ha establert una base sòlida per comprendre com les variacions en els patrons de l'activitat elèctrica cerebral poden servir com indicadors de fatiga i somnolència. Aquests resultats de recerca han obert noves oportunitats per a aplicacions pràctiques en àrees com la seguretat viària, la salut mental i el benestar personal.

Dins del marc d'aquest projecte específic, s'ha utilitzat un dispositiu comercialment disponible, conegut com a Muse "The Brain Sensing Headband". Aquest aparell, concebut inicialment com a eina per fomentar la meditació i la relaxació, ha estat adaptat per a la detecció de la somnolència.

## CAPÍTOL 3. FERRAMENTES UTILITZADES

En aquest apartat es farà una breu descripció de les ferramentes utilitzades en la realització d'aquest projecte. És, en tot cas necessari la familiarització amb totes elles per a la correcta comprensió del treball realitzat .

### **MUSE®**

L'EEG s'utilitza habitualment en diverses àrees científiques. Malauradament, els aparells comercials solen ser molt cars, costant milers de dòlars. En els últims anys, s'han posat a disposició aparells amb un cost inferior als 300 €.

La ferramenta fonamental d'aquest projecte i sobre la que es troba basat tot el treball és la diadema anomenada Muse, mostrada a continuació en la Figura 3. Es tracta d'un dispositiu enfocat a la meditació i a la relaxació. L'empresa el descriu com una "diadema intel·ligent que actua com un entrenador personal de meditació" (11).



**Figura 3. Diadema Muse®, model de 2016 (font: chooseuse.com)**

Aquest dispositiu és capaç de detectar les diferents bandes de freqüència per determinar l'estat de l'usuari amb l'activitat cerebral relacionada amb la relaxació, així com la del pensament actiu i resolució de problemes (12).

L'activitat és captada amb els diversos sensors amb els quals està equipada. Sensors com són d'EEG i acceleròmetres per determinar els moviments del cap. La diadema està dissenyada per col·locar-se al voltant del cap, recolzada sobre les orelles amb la part més fina en contacte amb el front. Per fer la lectura de les dades EEG el dispositiu compta amb cinc elèctrodes, situats en la part col·locada al front de l'usuari, i la presa de referència, situada en la part que es col·loca darrere de les orelles.

La diadema és capaç de captar cadascuna de les cinc bandes d'ones cerebrals: alfa, beta, gamma, delta i theta. La informació d'aquestes és extreta per la pròpia diadema a partir de les ones crues que capta el sensor per cadascun dels quatre canals que formen els quatre elèctrodes. Aquestes ones crues venen en unitats de  $\mu\text{V}$ . Fent ús de la transformada de Fourier, el dispositiu extrau les components de freqüència corresponents a cadascuna de les ones, amb unitats de densitat espectral de potència en Bels (13).

L'acceleròmetre capta les dades d'acceleració en cadascun dels tres eixos, així com els girs. Els eixos de referència són els X, Y i Z. Té una sensibilitat de  $\pm 2\text{ g}$ , el que significa que pot mesurar fins a dues vegades l'acceleració de la gravetat en cada direcció. La resolució del sensor és de  $0.001\text{ g}$ , el que significa que només detectarà canvis en l'acceleració iguals o superiors a aquest valor.

La Taula 1 a continuació mostra totes les variables captades per la diadema així com la seua descripció i el rang i/o les unitats en les que venen donades (13).

**Taula 1. Variables extretes per la diadema i les seues característiques**  
(font: [https://ifellhdh.tec.mx/sites/g/files/vgjovo1101/files/Muse\\_2\\_Specifications.pdf](https://ifellhdh.tec.mx/sites/g/files/vgjovo1101/files/Muse_2_Specifications.pdf)).

Variable	Descripció	Rang/unitats
TimeStamp	Data i hora	Any-Mes-Dia Hora:Minut:Segon.Mil·lisegon
Delta_{TP9,AF7,AF8,TP10}	Ones cerebrals delta, per a cadascuna dels quatre sensors	Bels
Theta_{TP9,AF7,AF8,TP10}	Ones cerebrals theta, per a cada dels quatre sensors	Bels
Alpha_{TP9,AF7,AF8,TP10}	Ones cerebrals alfa, per a cadascun dels quatre sensors	Bels
Beta_{TP9,AF7,AF8,TP10}	Ones cerebrals beta, per a cadascuna dels quatre sensors	Bels
Gamma_{TP9,AF7,AF8,TP10}	Ones cerebrals gamma, per a cadascun dels quatre sensors	Bels
RAW_{TP9,AF7,AF8,TP10}	Ones cerebrals crues, per a cadascuna dels quatre sensors	0.0 - 1682.815 $\mu\text{V}$
AUX_RIGHT	Ones cerebrals crues per a la Sensor USB auxiliar (no disponible amb MU-01)	0.0 - 1682.815 $\mu\text{V}$

Variable	Descripció	Rang/unitats
Accelerometer_{X,Y,Z}	Gravetat. X = inclinació amunt/avall, Y = inclinació esquerra/dreta, Z = vertical amunt/avall	g {-2:+2}
Gyro_{X,Y,Z}	Moviment del giroscopi al llarg del temps (torna a zero)	Graus/Segon {-245:+245}
HeadBandOn	Indicador de qualitat de dades bàsiques: si la diadema està a la cap	1=Cert, 0=Fals
HSI_{TP9,AF7,AF8,TP10}	Qualitat de les dades, per a cadascuna de les quatre sensors (HSI = cavall Indicador de sabata)	1=Bo, 2=Mitjà, 4=Dolent
Battery	Percentatge de càrrega de la bateria	%/100
Elements	Marcadors de dades com <i>Blink</i> , <i>Jaw_Clench</i> , o Marcadors numerats	-

Interaxon, l'empresa darrere de la diadema Muse®, ofereix diverses eines per als investigadors de neurociència, incloent-hi la seua plataforma de neuroinformàtica i el suport a la recerca en neurociència. Tot això converteix aquesta empresa en un recurs valuós per als investigadors interessats a estudiar el cervell i la salut cerebral.

## MATLAB

Matlab abreuiat del nom en anglés "Matrix Laboratory" és un programari de programació i anàlisi lineal molt potent i versàtil que té moltes aplicacions en l'enginyeria i la ciència. Va ser creat el 1984 per l'empresa Mathworks com una ferramenta per resoldre problemes d'àlgebra lineal i càlcul numèric (14). Amb el temps, ha evolucionat fins a incloure un gran ventall de funcions, el que ha permès que pugui ser utilitzada en una gran quantitat de camps de l'enginyeria i la ciència.

Resulta una ferramenta molt utilitzada que ofereix una plataforma completa que permet als usuaris programar, compilar i executar codi tot dins del mateix entorn de desenvolupament. Aquesta integració proporciona una gran comoditat, ja que no és necessari utilitzar diferents aplicacions o programes per realitzar diferents tasques de desenvolupament i anàlisi (14).

Amb un llenguatge de programació basat en C, conegut per la seua eficiència i versatilitat, els usuaris de Matlab poden aprofitar la potència del llenguatge per a realitzar càlculs matemàtics avançats i processament de dades de manera eficient. L'ús d'aquest llenguatge també facilita

la integració de codi escrit en altres llenguatges, com C++ o Java, el que converteix Matlab en una ferramenta més versàtil (14).

Matlab resulta especialment útil en l'àrea de l'anàlisi d'EEG, ja que ofereix varietat de funcions i eines per processar els senyals i analitzar-los de forma més precisa. Aquestes funcions permeten el preprocessament, la neteja, filtratge i segmentació dels senyals; a més, permet extraure característiques per tal d'identificar patrons en l'activitat cerebral.

## MIND MONITOR

Mind Monitor és una aplicació que permet veure les dades EEG llegides per la diadema en gràfics bonics i detallats, en el telèfon o la tauleta exclusiva per a l'ús amb el "Muse: The Brain-Sensing Headband". Algunes de les característiques de l'aplicació són (15):

- Transmissió OSC: Permet enviar les dades per Wifi al Mac o PC.
- Enregistrament: Permet guardar les dades en format CSV compatible amb Excel.
- Emmagatzematge: Permet pujar els enregistraments a Dropbox, OneDrive o qualsevol altra plataforma d'emmagatzematge al núvol.
- Compartir: Permet compartir les gràfiques de les ones cerebrals captades per la diadema.
- Valors absoluts d'ones: Mostra els valors de potència de cada freqüència (delta, theta, alfa, beta, gamma).
- Espectrograma de grau professional: Mostra l'anàlisi espectral dels senyals EEG al llarg del temps.
- Microvolts crus: Mostra els senyals elèctrics electromagnètics de l'EEG sense processar.
- Giroscopi i acceleròmetre: Mostra la posició i el moviment del cap.

Està dissenyada per a donar un accés fàcil a les dades EEG per als estudiants de neurociència, per a avançar en el coneixement del camp. L'aplicació té una interfície gràfica d'usuari (GUI) que facilita l'ús de les seues funcions i eines (16).

Les dades transmises mitjançant OSC<sup>1</sup> estan dissenyades per funcionar amb els programaris Muse-IO i Muse Direct, programaris que formen part del SDK d'Interaxon, empresa creadora de la diadema Muse i dels programaris esmentats anteriorment.

La interfície de l'aplicació, com es mostra en la Figura 4, està formada per dues parts principals: un gran espai de visualització, on es mostra la informació rellevant sobre la diadema i una barra inferior d'opcions.

En la part principal de la pantalla és on es visualitzen, en temps real, les dades captades per la diadema. És ací on es mostra altra informació important com el nivell de bateria restant (cantó inferior dret) o la correcta col·locació o no dels elèctrodes (cantó inferior esquerre). Aquesta

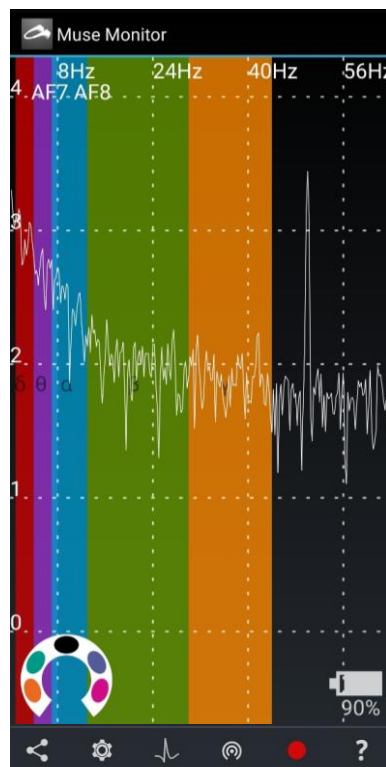
---

<sup>1</sup> Open Sound Control (OSC) és un protocol de comunicació entre ordinadors, sintetitzadors de so i altres dispositius multimèdia optimitzat per a la moderna tecnologia de xarxes. Va ser desenvolupat per primera vegada en el *Center for New Music and Audio Technologies* per Adrian Freed, Mathew Wright i altres (22).

última té forma de ferradura, i està formada per cinc cercles de color, quan aquests cercles es mostren plens, com en la Figura 4, significa que els elèctrodes estan correctament col·locats i amb bon contacte, quan del cercle es mostra sols la vora o completament blanc és que no hi ha bon contacte.

En la barra situada en la part inferior de la pantalla es mostren diverses funcionalitats. En ordre d'esquerra a dreta són:

- Compartir: permet compartir una instantània de la gràfica de les dades mostrades en xarxes socials o emmagatzemar-la al dispositiu (15).
- Configuració: dins d'aquesta opció s'obri un menú per editar la configuració de l'aplicació. Dins de les opcions obertes a configurar es troba el format dels arxius que s'emmagatzemen o es comparteixen; la configuració del port OSC; filtratge de 50 Hz o 60 Hz; i la freqüència de mostreig (15).
- Representació de les dades: l'aplicació ofereix diverses formes de representar les dades captades (15).
- Retransmissió de les dades: activar o desactivar la retransmissió de les dades amb OSC.
- Enregistrament: Començar o detindre l'enregistrament de les dades (15).
- Ajuda: preguntes freqüents sobre temes diversos com problemes de connexió amb la diadema (15).



**Figura 4. Interfície de l'aplicació Mind Monitor**

A més de l'aplicació mòbil, el desenvolupador va crear una funció que permet als usuaris importar les dades emmagatzemades en els fitxers de registre de l'aplicació Mind Monitor directament a l'entorn Matlab. Això simplifica el procés d'obtenció de les dades i les prepara per a l'anàlisi posterior (16).



Una vegada que els usuaris han realitzat l'anàlisi i el processament desitjats, poden utilitzar les funcions de Matlab per exportar els resultats a formats comuns, com ara fitxers CSV o imatges gràfiques. Això permet als usuaris utilitzar els resultats en altres aplicacions o compartir-los amb altres investigadors i professionals.

La funció s'anomena *mmlImport* i bàsicament simplifica en gran mesura la importació de les dades del fitxer csv emmagatzemant-les en dues grans matrius de dades: *museData* i *museElements*.

La primera d'elles, *museData*, conté exclusivament elements numèrics corresponents a cada segon d'enregistrament de dades. Es tracta d'una matriu de 38 columnes on cadascuna d'elles correspon a una de les dades que salva, des de les distintes components de les bandes de freqüència fins al nivell de bateria restant, passant per les lectures de l'acceleròmetre.

La segona d'elles, *museElements*, conté altres elements com poden ser els instants en els que es registra un parpelleig. Aquestes dades no han sigut utilitzades en aquest projecte, pel que no és necessari profunditzar en elles.

## **CAPÍTOL 4. DESENVOLUPAMENT DEL PROJECTE**

En aquest capítol es descriuen de forma detallada totes les etapes d'aquest projecte, així com la problemàtica associada a cadascun d'ells. Es comenten també aquells objectius inicials que, degut a les dificultats sorgides, no han pogut seguir endavant.

### **CRITERIS D'ÈXIT DEL PROJECTE**

Abans de començar el projecte, és important establir els criteris d'èxit que ha de complir el treball realitzat per tal de determinar si la solució aportada és o no vàlida. Un dels criteris més importants és la detecció correcta de la somnolència amb un percentatge reduït d'error. Que en aquest cas, s'arribarien a admetre errors en falsos positius abans que al contrari.

A més, és important que el sistema tinga la capacitat per detectar la somnolència en diverses persones, de manera que siga intercanviable. També és important que el sistema funcione correctament en altres indicadors de somnolència que s'hi plantegen al llarg d'aquest projecte, com ara la posició del cap i moviments bruscos.

En resum, abans de començar el projecte, és important establir uns criteris d'èxit clars i concrets per tal de poder avaluar si la solució aportada és o no vàlida. Això inclou la detecció correcta de la somnolència, la capacitat per detectar-la en diverses persones i el correcte funcionament dels altres indicadors plantejats.

### **CONNEXIÓ DE LA DIADEMA MUSE I ADQUISICIÓ DE LES DADES**

La primera part del projecte ha consistit en l'adquisició i processament de les dades proporcionades per la diadema Muse.

En primer lloc, com s'ha comentat anteriorment en l'apartat de ferramentes utilitzades, per la connexió de la diadema s'ha utilitzat l'aplicació de mòbil Mind Monitor. Mitjançant aquesta aplicació és possible connectar la diadema al dispositiu mòbil i visualitzar les dades en temps real de les lectures que realitza fent ús de la tecnologia Bluetooth®. Aquesta aplicació permet retransmetre estes dades en temps real fent ús del protocol OSC. A més, és possible emmagatzemar les dades llegides en un arxiu "csv".

#### **Problemàtica de les dades en temps real**

Es important comentar que l'objectiu inicial era treballar amb les dades retransmeses en temps real per la diadema. Degut a la gran problemàtica que envoltava aquest tema no ha sigut possible complir aquest propòsit. No obstant, es farà un breu comentari al respecte al treball realitzat per a aquest fi, ja que va suposar una inversió de temps considerable a l'inici del projecte.



La impossibilitat de la retransmissió en temps real de les dades s'ha donat en gran part per la incompatibilitat de la diadema Muse 2016 amb el sistema operatiu dels ordinadors utilitzats. Aquest model ja no rep suport per part dels desenvolupadors, el que fa que les aplicacions específiques per a desenvolupadors ja no siguin compatibles amb ell o no funcionen amb Windows 11.

Això significa que, si s'utilitza aquest model de diadema, no es podrà realitzar la retransmissió en temps real de les dades captades pel dispositiu. És important tenir en compte aquesta limitació a l'hora de planificar l'ús de la diadema Muse 2016 en projectes que requereixen la retransmissió en temps real de les dades.

Degut a la incompatibilitat del dispositiu amb les noves versions del programari, no s'ha pogut treballar amb les dades en temps real. Cap la possibilitat de poder treballar amb aquestes dades si s'adquireix un model més actualitzat.

### **Enregistrament de les dades**

Fent ús de l'aplicació Mind Monitor, amb la funcionalitat d'enregistrament, s'han enregistrat diversos intervals de dades de diferents persones a diferents hores del dia.

Aquest procés ha resultat important per analitzar el comportament de les diferents ones en els diferents estats dels usuaris i que es comentarà detalladament més endavant.

En primer lloc, ha servit per a determinar quines de les ones mostren una major diferenciació entre els estats de somnolència i alerta. Així mateix, ha servit per a comparar el comportament de les mateixes amb la teoria comentada en l'apartat EEG.

Després d'haver completat l'estudi de l'activitat cerebral dels diversos subjectes, s'han enregistrat dades amb l'objectiu de personalitzar la detecció de la somnolència segons les característiques individuals, com és el comportament de les ones cerebrals. Aquestes dades registrades serviran com a referència per a aquest procés de detecció. Amb la finalitat de millorar els resultats individuals, es van recollir dades de cada subjecte en qüestió. Posteriorment, es van dur a terme proves mentre les persones estaven en estats de somnolència i alerta, utilitzant les dades prèviament recopilades. Aquestes dades es van emprar posteriorment per establir criteris personalitzats, els quals s'exploraran amb major detall més endavant.

S'ha demanat a cadascun dels individus que es col·locaren la diadema quan es trobaven en ambdós dels estats mencionats, alerta i somnolència. Per determinar el seu estat inicialment s'ha confiat en el seu criteri, ha sigut posteriorment, durant les proves, quan s'ha recorregut a altres mètodes per determinar-lo.

El desenvolupador de l'aplicació Mind Monitor, com ja s'ha descrit anteriorment, ha creat també eines específiques per treballar amb les dades en Matlab. Va desenvolupar diverses funcions per extraure les dades dels fitxers on l'aplicació enregistra informació que simplifiquen el procés d'obtenció i les prepara per a una anàlisi posterior.

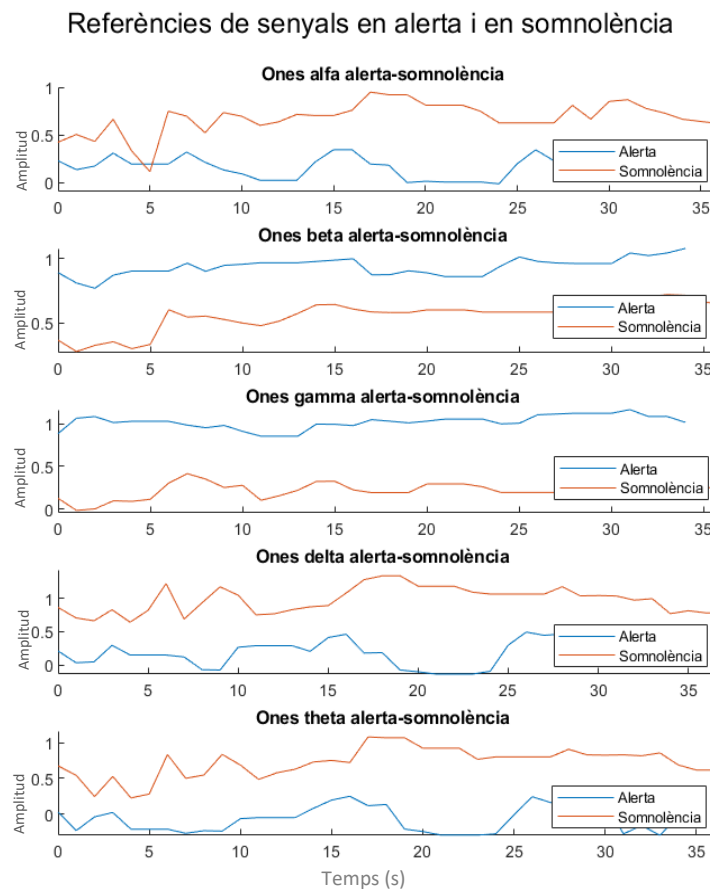
El desenvolupador va implementar funcions de preprocessament que permeten als usuaris netejar i depurar les dades. Això pot incloure l'eliminació de valors atípics, la interpolació de dades que manquen i altres transformacions que milloren la qualitat i la confiabilitat de les dades.

## DESENVOLUPAMENT DE L'ALGORITME

El primer pas per poder desenvolupar l'algoritme ha sigut estudiar i comprendre les diferents característiques que mostra l'activitat cerebral en diferents situacions i persones. D'aquesta forma s'ha pogut observar quins dels senyals mostrarien una major variació depenent de l'estat.

Pel que respecta a les ones de les bandes de freqüència, no totes les ones mostren una gran diferenciació entre somnolència i alerta. En la Figura 5 a continuació es mostren en una mateixa gràfica uns dels exemples dels senyals de referència presos.

Els senyals representats, tant la figura a continuació com en la resta de figures del document (que representen les ones de les bandes de freqüència), corresponen a la mitjana de les quatre components de cada banda que s'extrau directament de l'aplicació Mind Monitor. Els detalls de com es representen les dades es comentaran més endavant.



**Figura 5. Exemple dels senyals de referència d'alerta i somnolència d'un usuari.**

Parant atenció als senyals mostrats en la figura anterior pot observar-se tal com la teoria ha afirmat, les ones alfa, delta i theta mostren valors més elevats en estat de somnolència. Per altre costat, beta i gamma mostren una menor activitat en somnolència. Parant atenció als senyals mostrats en la figura anterior poden observar-se en una mateixa gràfica unes mostres dels senyals de referència presos.

No obstant, existeix la problemàtica associada a variacions en les dades depenent dels subjectes estudiats.

## Diferències entre els subjectes estudiats

L'estudi de les dades captades pel sensor així com la diferència entre els subjectes i el seu estat d'alerta ha constituït una gran part del treball realitzat, per tant resulta important comentar-lo.

El grup de subjectes sobre el que s'ha treballat per realitzar aquest treball, que han servit d'estudi i posterior prova de funcionament del sistema, ha estat compost per un grup de cinc persones. Es tracta d'un grup de persones d'un rang d'edat comprés entre els 24 i els 65 anys, i tant homes com dones.

A aquests se'ls ha demanat estar sotmesos a les lectures de l'EEG en ocasions diferents al llarg del dia, així com respondre a determinades preguntes sobre el seu estat. Aquestes activitats han sigut tals com tocar un instrument, conduir, veure la televisió, redactar en una biblioteca, jugar videojocs, etcètera. L'hora del dia sobre les que s'han pres les dades també ha variat depenent de l'activitat, per tal d'obtindre diferències significatives sobre l'estat d'alerta.

A continuació, es mostren diversos exemples de les dades preses en gràfiques comparatives sobre les diverses activitats.

En primer lloc es mostren les dades d'una dona d'uns 60 anys realitzant dues activitats distintes, navegant per internet amb l'ordinador i veient la televisió. Així mateix la persona va expressar que mentre utilitzava l'ordinador no es trobava cansada ni somnolenta, mentre que veia la televisió li "pesaven les parpelles". La Figura 7 que es mostra a continuació mostra les cinc bandes de freqüència d'ambdues situacions.

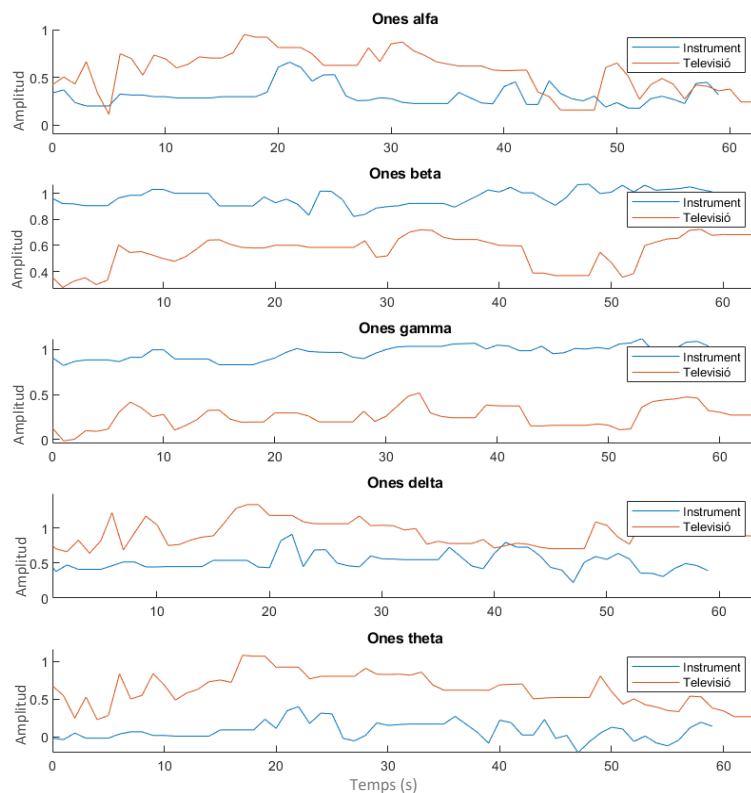
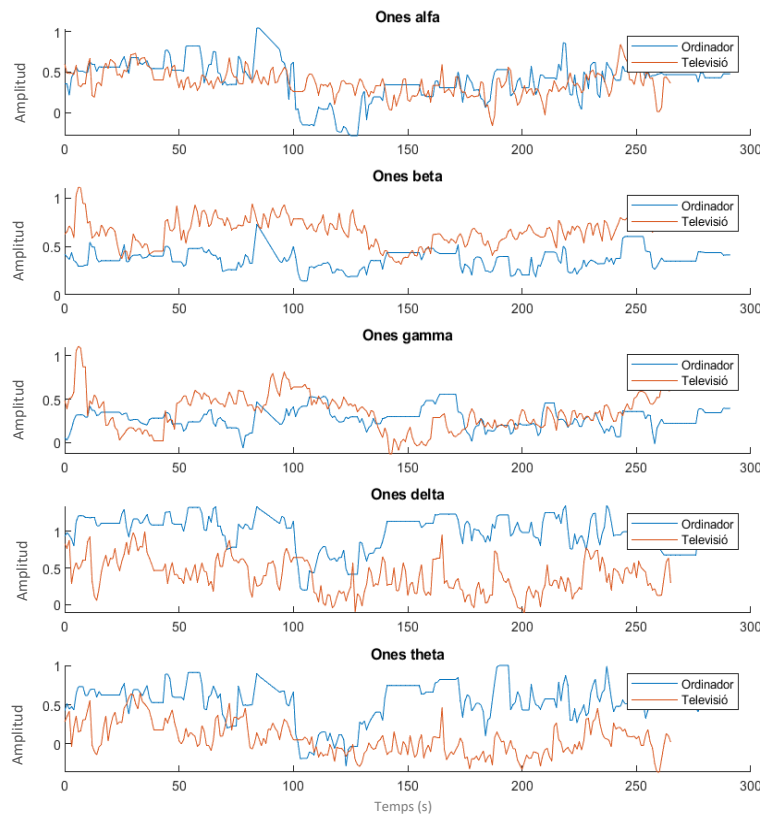


Figura 6. Comparació dels senyals d'activitat cerebral de l'home de 65 anys.

Les dades cerebrals d'aquesta persona es troben alterades per excessives interferències electromiogràfiques corresponents a moviments inintencionats de les cèl·lules i els ulls. La persona de vegades mostra moviments similars a un tic al tancar els ulls, alçant les cèl·lules i prement amb més força les parpelles.

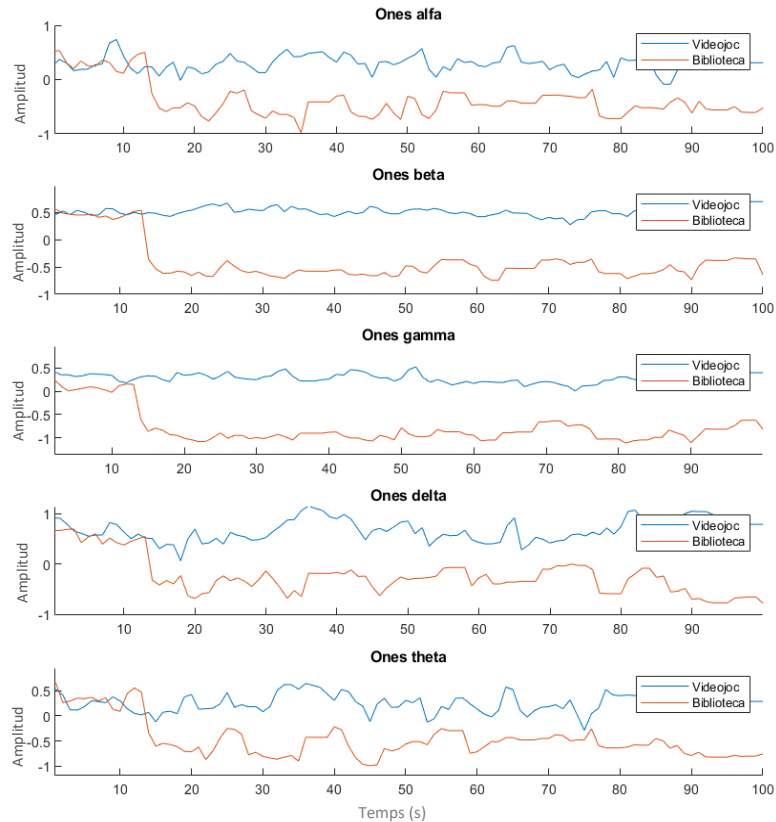
Les següents dades que es representen en la Figura 8 corresponen a un home d'uns 65 anys. Es representen les dades de dues activitats, tocant un instrument i veient la televisió. Com en el cas anterior, la persona ha expressat i mostrat diferents d'estat d'alerta en ambdues situacions.



**Figura 7. Comparació dels senyals d'activitat cerebral de la dona de 60 anys.**

Poden observar-se més clarament en aquesta figura les diferències entre les dos situacions. On les ones de color ataronjat representen l'activitat de menor estímul i en la que la persona va declarar que es trobava cansada i amb son.

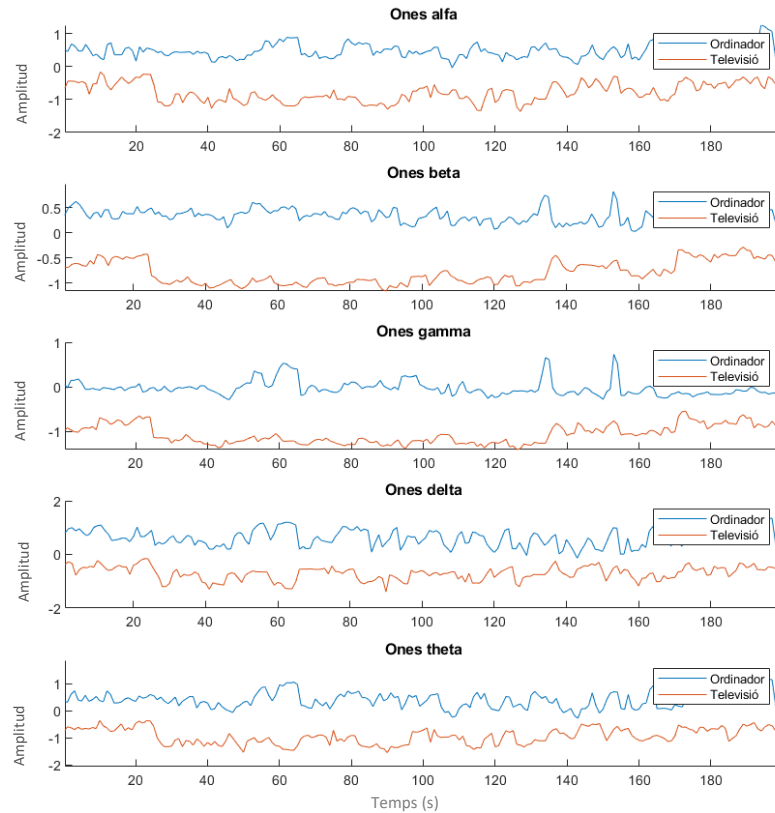
Les següents dades que es representen en la Figura 8 corresponen a una dona d'uns 29 anys. Les dades han estat preses en dues situacions, com en els casos anteriors, en els que la persona ha estat realitzant activitats diferents, en diferents estats d'alerta. En aquest cas, l'activitat en la que la persona ha expressat que es trobava més alerta és jugant un videojoc; mentre que en la que ha expressat que es trobava somnolenta ha sigut mentre es trobava en la biblioteca utilitzant l'ordinador.



**Figura 8. Comparació dels senyals d'activitat cerebral de la dona de 29 anys.**

En aquestes dades pot observar-se que les bandes de freqüència alfa delta i theta no mostren una diferenciació clara en l'estat d'alerta o somnolent, no s'ajusten a la teoria del fet que han de ser més elevades en somnolència. No obstant les ones beta i gamma sí que mostren una clara diferenciació la major part del temps. Malgrat que els 15 primers segons de la mostra de la biblioteca semblen inusuals, això pot ser degut al fet que el subjecte "perdera" un poc d'eixa somnolència durant els instants posteriors a la col·locació de la diadema. Com es tracten de dades només utilitzades per a un estudi general, la informació que s'extreu d'aquestes dades és la següent: en aquesta persona les ones alfa, delta i theta no resulten convenientes perquè siguin preses com indicador; i que cal deixar que la persona "s'oblidi" del fet que porta la diadema posada, per evitar prendre dades no desitjades.

Les següents dades que es representen en la Figura 9 corresponen a una dona de 24 anys. Tal i com s'ha explicat en els casos anteriors, les dades estan preses en dues situacions en dos nivells d'atenció distints. Les situacions han sigut: treballant amb l'ordinador, en estat d'alerta; i mirant la televisió, on ha expressat trobar-se somnolenta.



**Figura 9. Comparació dels senyals d'activitat cerebral de la dona de 24 anys.**

Com s'ha observat en el cas anterior, les ones beta i gamma mostren una clara diferenciació, mentre que les alfa, delta i theta no mostren resultats esperats. Es tracten, de nou, de dades extretes per a l'anàlisi del comportament de les ones en distintes persones i situacions, les quals serveixen per a prendre decisions. En aquest cas tampoc pot confiar-se en les dades que haurien de mostrar-se més actives en somnolència perquè no han mostrat un comportament sobre el qual es puguem prendre decisions

Per tant, les conclusions que poden treure's d'aquest estudi són les següents:

S'ha observat que els diversos subjectes estudiats mostren diferències considerables pel que respecta a les ones de les bandes de freqüència alfa, delta i theta. Per una part, hi ha hagut subjectes en els quals no s'ha mostrat una diferenciació suficientment pronunciada, el que els fa més complicats per poder treballar amb ells. Per una altra part hi ha hagut casos en els quals no han mostrat un comportament esperat: aquestes ones no han mostrat valors més elevats en estat de somnolència.

Les ones que mostren més diferenciació i un comportament més estable independentment del subjecte són beta i gamma. Per tant seran les que s'utilitzaran per a la detecció

Una vegada estudiades les dades i amb l'objectiu d'obtenir una major certesa sobre l'estat en què es van recopilar les dades, el desenvolupament preliminar de l'algoritme s'ha dut a terme utilitzant les dades de la persona que ha realitzat aquest treball.

## Definició dels criteris de somnolència

Una vegada realitzat l'estudi de les bandes de freqüència en les diferents persones i dels índexs de somnolència poden establir-se els criteris que s'aplicaran per determinar l'estat de somnolència de l'usuari a analitzar.

Pel que respecta a les bandes de freqüència, s'utilitzaran tan sols les ones beta i gamma. Aquestes ones són les que han mostrat una major diferenciació entre ambdós estats i un comportament més robust independentment del subjecte. Pel que respecta al criteri a aplicar en aquestes, es delimitarà un llindar per a cadascuna de les ones.

Aquest llindar es calcula per a cada persona fent servir dades de referència preses anteriorment, per tal d'aconseguir resultats més precisos en cada cas. Aquestes dades de referència es prenen de forma que es coneix amb certesa l'estat de la persona en el moment de l'enregistrament. D'aquesta forma el programa pot establir amb claredat aquest llindar.

Aquestes dues bandes de freqüència mostren valors més elevats en estat d'alerta que en somnolència, per tant, el criteri seguit determina que pot haver-hi somnolència si es baixa d'aquest llindar. Per al càlcul d'aquest, que serà explicat amb més detall més endavant, es prenen, tant en delta com en gamma, el mínim del senyal de referència d'alerta (que ha de tindre valors més elevats), amb la mitjana del senyal de referència de somnolència (que ha de tindre el valor més baix), i es calcula la mitjana entre ambdós valors.

D'altra banda, amb els índexs de somnolència ocorre una cosa similar. Els criteris que s'han seguit per determinar somnolència amb aquests indicadors ha sigut també l'establiment d'un llindar. No obstant la forma de determinar-lo ha estat lleugerament diferent que amb beta i gamma, i serà detallada més detalladament més endavant.

Els índexs de somnolència mostren dos comportaments depenent d'amb quin s'estiga treballant. Es troben els que mostren valors propers a zero quan s'hi detecta somnolència i valors elevats quan s'està en alerta; i d'altres que ocorre al contrari. Cal comentar que els valors diferents de zero no han de ser necessàriament positius, sinó que de vegades han estat negatius. Per consegüent, el llindar establert ha de ser positiu i negatiu, o bé, treballar amb el valor absolut dels valors de l'índex en qüestió.

## Càlcul dels índexs de somnolència

Aquests índexs relacionen els diferents senyals entre si per tal de determinar també l'estat de somnolència de l'usuari.

Diferents estudis han utilitzat diverses relacions entre els senyals per determinar de forma més precisa la somnolència.

Les diferents ràtios o índexs entre les ones cerebrals es poden usar per determinar la somnolència. Aquests índexs proporcionen informació sobre la distribució de l'energia de les ones cerebrals en les diferents freqüències i poden indicar canvis en l'activitat cerebral associats amb l'estat de somnolència. Diverses relacions entre bandes de freqüència s'utilitzen àmpliament com a característiques en l'anàlisi de senyals EEG, per exemple,  $\theta/\alpha$  (17),  $\beta/\alpha$  (17),  $(\theta + \alpha)/\beta$  (18),  $\theta/\beta$  (18),  $(\theta + \alpha)/(\alpha + \beta)$  (18),  $\gamma/\delta$  i  $(\gamma + \beta)/(\delta + \alpha)$  (19).

Per a aquest treball s'ha estudiat els diferents índexs per tal de trobar els que mostren un comportament més distintiu en somnolència.

A continuació, en les Figura 10, es mostren diversos índexs per als senyals de somnolència i alerta de la Figura 5, que és la que ha estat presa de referència per a la construcció preliminar de l'algorisme.

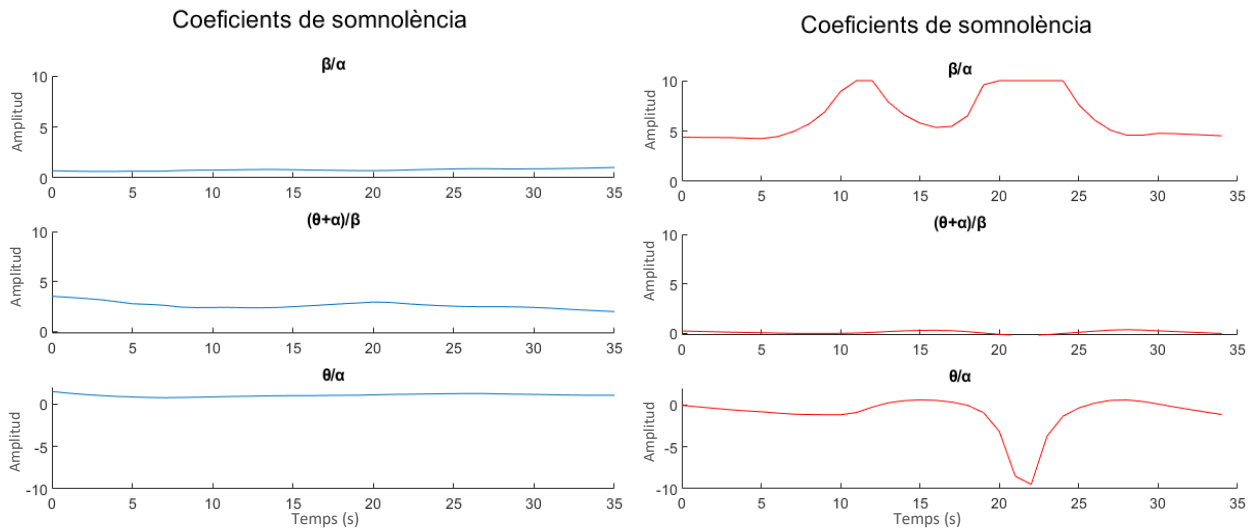


Figura 10. Representació dels coeficients  $\beta/\alpha$ ,  $(\theta + \alpha)/\beta$ ,  $\theta/\alpha$  en somnolència (esquerra) i alerta (dreta)

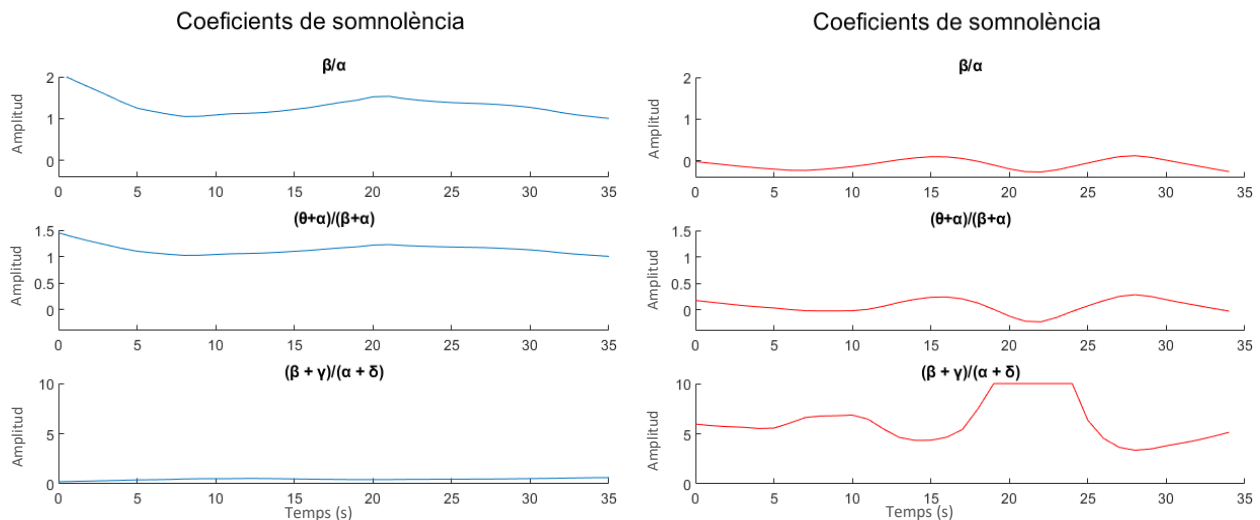


Figura 11. Representació dels coeficients  $\alpha/\beta$ ,  $(\theta + \alpha)/(\beta + \alpha)$ ,  $(\beta + \gamma)/(\alpha + \delta)$  en somnolència (esquerra) i alerta (dreta)

Per a la realització d'aquest treball s'han fet servir les relacions que més diferenciació han mostrat d'un estat front a l'altre. Per tant, de les relacions analitzades, s'ha decidit utilitzar-ne només tres:  $\beta/\alpha$ ,  $(\theta + \alpha)/\beta$ ,  $(\beta + \gamma)/(\alpha + \delta)$ . (17)

Relació  $\beta/\alpha$ : Una disminució en la relació beta/alfa pot suggerir un estat de somnolència o fatiga. Les ones alfa estan associades amb l'estat de relaxació i els ulls tancats, mentre que les ones beta estan més relacionades amb l'estat d'alerta i la concentració.

Relació  $\beta/\alpha$ : Una disminució en la relació beta/alfa pot suggerir un estat de somnolència o fatiga. Les ones alfa estan associades amb l'estat de relaxació i els ulls tancats, mentre que les ones beta estan més relacionades amb l'estat d'alerta i la concentració.



Relació  $(\theta + \alpha)/\beta$ : Aquesta relació pot ser útil per avaluar l'adormiment i la transició cap a l'etapa de somnolència. Un augment en aquesta relació pot suggerir un estat de somnolència. Les ones theta estan relacionades amb la relaxació profunda i la son.

Relació  $(\beta+\gamma)/(\alpha+\delta)$ : Aquesta relació pot ser útil per avaluar l'adormiment i la transició cap a l'etapa de somnolència. Una disminució en la relació delta/theta pot indicar l'apropament a l'adormiment o l'entrada en l'estat de somnolència.

Per determinar el llindar de les tres relacions s'ha seguit un procediment molt similar a l'utilitzat en el de les bandes de freqüència. Tant  $\beta/\alpha$  com  $(\beta+\gamma)/(\alpha+\delta)$  mostren valors més baixos en estat de somnolència, mentre que  $(\theta+\alpha)/\beta$  mostra valors més elevats en somnolència.

El càlcul del valor del llindar es du a terme calculant la mitjana aritmètica entre el valor mínim de l'ona de referència que presenta valors més elevats i amb el valor mitjà de l'ona de referència més baixa. Cal comentar que és possible que les ones enregistren valors negatius, per tant el valor del llindar calculat serà per al valor absolut del senyal.

### **Característiques per millorar la detecció**

S'han desenvolupat a més, diverses característiques addicionals per tal de tractar de fer més exacta la detecció.

#### ***Correcta col·locació de la diadema***

Per tal de mostrar deteccions més fiables s'ha desenvolupat una característica que mostra en pantalla quan la diadema no està rebent un bon contacte. La incorrecta col·locació d'aquesta pot donar lloc a mesures incorrectes i deteccions errònies.

Aquesta característica ha sigut duta a terme gràcies a què, dins del fitxer de dades emmagatzemat per la diadema, es troba enregistrat amb valors numèrics la situació dels elèctrodes: 1 si es troba correctament col·locat i 2 si no ho està. D'aquesta manera pot determinar-se de forma fàcil en cada instant si hi ha hagut un bon contacte i representar-ho en les gràfiques de visualització de les dades.

S'han emmagatzemat en quatre vectors les dades dels quatre elèctrodes, a continuació s'han sumat els valors d'aquests quatre en un altre vector, del qual s'han esborrat les dades de les caselles que eren igual a 4 (el que significaria un bon contacte en els quatre elèctrodes). Això és degut al fet que els moments de bon contacte en un sol dels elèctrodes estan enregistrats amb un "1" mentre que els instants que no està correctament col·locat, s'enregistra un "2". Si la suma dels quatre components és igual a 4, significa que el contacte és correcte. En els moments en els quals aquesta suma no siga 4, significa que no hi ha hagut un bon contacte. Aquestes últimes dades són les que interessen, ja que permetran més endavant indicar gràficament quins han sigut eixos instants.

*% Emmagatzematge dels punts en els que s'ha pogut donar un error de lectura  
% degut a un mal contacte dels elèctrodes de la Muse*

```
TP9 = museData.HSI_TP9;  
AF7 = museData.HSI_AF7;  
AF8 = museData.HSI_AF8;  
TP10 = museData.HSI_TP10;  
IndicadorDeContacte = (AF8+AF7+TP10+TP9);  
IndicadorDeContacte(IndicadorDeContacte==4)=nan;  
IndicadorDeContacteDeControl = IndicadorDeContacte;
```

Aquestes dades es representaran en les diferents gràfiques de les bandes de freqüència i dels coeficients de somnolència en forma de cercle sobre el senyal corresponent. Això permetrà, d'una ullada, saber el nivell de fiabilitat de les dades sobre les que s'està treballant. A més, es mostrarà en la finestra de comandaments un missatge que n'alerta d'aquest mal contacte.

### ***Detecció de la posició i moviments del cap***

La banda també enregistra les dades de posició i moviment del cap, que a diferència de l'activitat cerebral, no depenen del bon contacte dels elèctrodes. Aquestes dades poden resultar útils com un altre indicador de fatiga, ja que una posició inclinada del cap pot ser un símptoma rellevant. Amb el creuament d'aquestes dades i les cerebrals, es podrà determinar si aquestes poden estar produïdes per somnolència i així enviar un senyal d'alerta més forta.

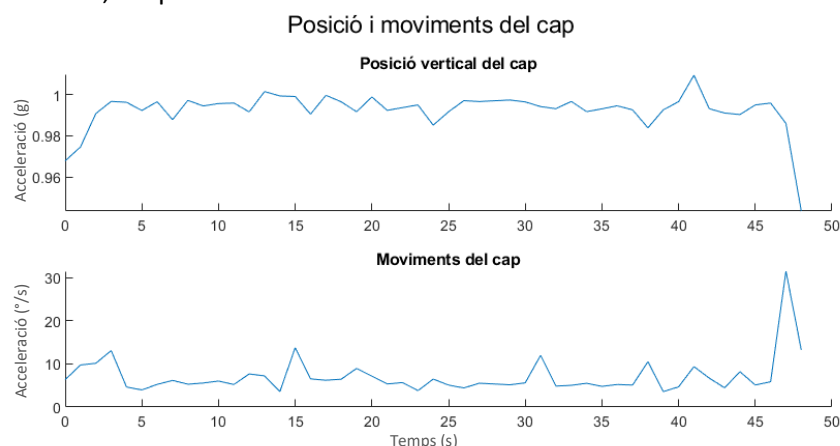
Si s'ha determinat que hi ha suficients dades que indiquen la presència de somnolència es realitza la comprovació de la posició del cap.

Per fer l'estudi de la posició del cap, concretament si aquest es troba inclinat, s'ha parat atenció a les dades d'acceleració a l'eix Z, l'eix vertical. Això es deu al fet que és aquest eix el que registra l'acceleració de la gravetat quan es troba correctament col·locat. Si el valor de l'acceleració en aquest eix baixa, significa que s'ha variat la inclinació en el cap.

Utilitzant aquest eix abans que els altres evita a més les interferències que pugua causar els moviments horitzontals del cotxe.

En la Figura 12 es mostra un exemple de les dades dels sensors que s'utilitzaran en aquest programa. Els senyals que es mostren en aquesta corresponen a una estona en la qual un dels subjectes es trobava en posició vertical usant l'ordinador. Es tracta d'una activitat en la qual es requereix una postura determinada i en la que no se solen realitzar moviments del cap bruscos.

Per l'estudi dels moviments del cap la banda compta amb un sensor de giroscopi, que no és més que un sensor que capta les variacions en les acceleracions en els tres eixos. Aquestes dades paren molt útils per fer un estudi dels moviments del cap, que poden detectar si l'usuari ha fet una cabotada, símptoma del son.

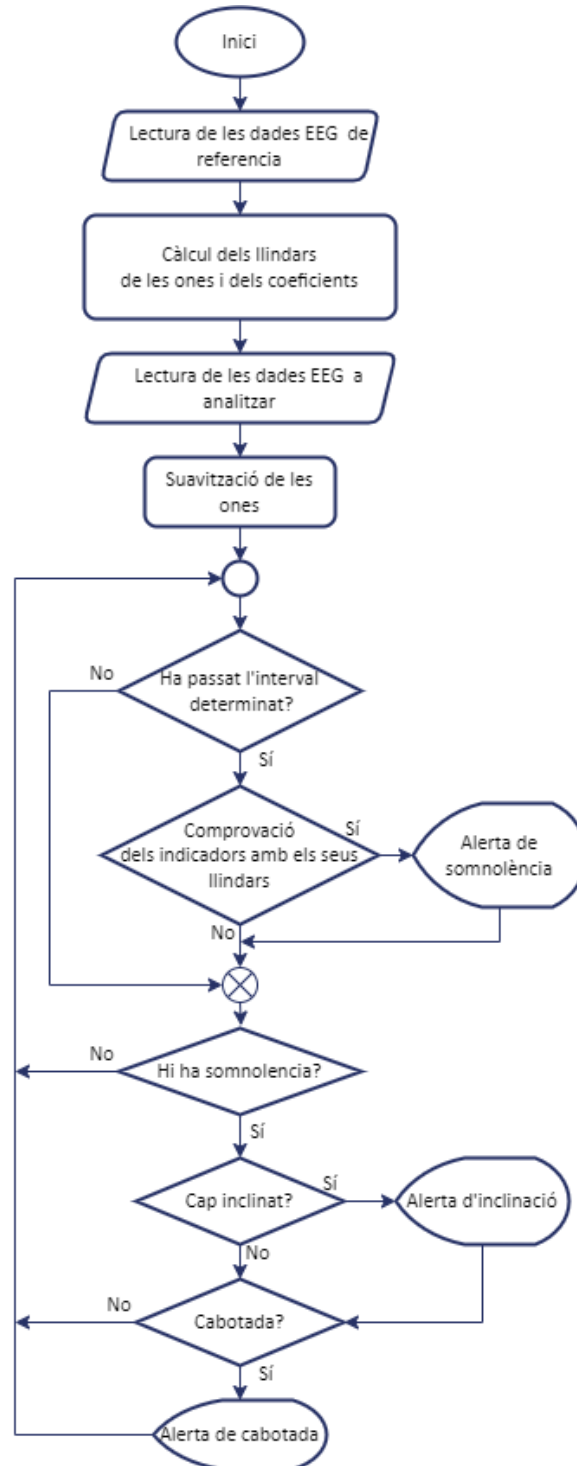


**Figura 12. Exemple de les dades de l'acceleròmetre de la posició vertical del cap i dels moviments d'aquest.**

**CODI**

En este apartat es descriuran les parts més fonamentals de l'algoritme desenvolupat així com el codi escrit en Matlab corresponent.

En la Figura 13 es mostra un diagrama de flux del programa desenvolupat a Matlab per tal de mostrar una visió global del treball realitzat, i així, facilitar la comprensió dels següents apartats.



**Figura 13. Diagrama de flux del programa escrit a Matlab**

## Importació de les dades a Matlab

Per tal de poder analitzar les dades, és necessari importar-les primer a Matlab. Com ja s'ha comentat abans, aquestes estan emmagatzemades en fitxers de dades *csv*.

Tal i com s'ha comentat anteriorment, s'han utilitzat dades de referència de somnolència i alerta per tal d'establir els llindars per a cada subjecte. Aquestes dades es troben emmagatzemades cadascuna en un fitxer diferent. Per tal de facilitar el processament en el programa, s'han emmagatzemat el nom del fitxer de cadascuna en una variable. El mateix s'ha fet amb el fitxer que es vol analitzar en el programa.

Per importar-les s'han utilitzat funcions específiques desenvolupades pel creador de l'aplicació: *mmImport*

```
referenciaAlerta = 'museMonitor_2023-07-22--21-20-46_CarmeAlerta';  
referenciaSomn = '_2023-08-13--01-27-52_CarmeSon';  
  
dadesMuse = 'museMonitor_2023-07-20--17-49-59_TocantVioli';  
[museData, museElements] = mmImport(dadesMuse);
```

Dins de la variable que s'ha anomenat com a *museData* es troben emmagatzemades totes les dades que tenen caràcter numèric, mentre que la que s'anomena *museElements* contin dades com són quan s'han produït parpellejos.

Dins de *museData* les dades de cada banda de freqüència es troben separades en quatre components, que corresponen al component corresponent d'eixa banda de cadascun dels quatre elèctrodes. Per tant, és necessari ajuntar de nou aquests quatre senyals. Per a això s'ha fet servir la mitja aritmètica element a element de cada vector.

```
function [AlfaMed, BetaMed, GammaMed, DeltaMed, ThetaMed] = onesMed(museData)  
AlfaMed = (museData.Alpha_TP9+museData.Alpha_AF7 + museData.Alpha_AF8 + museData.Alpha_TP10)/4;  
BetaMed = (museData.Beta_TP9+ museData.Beta_TP10 + museData.Beta_AF7 + museData.Beta_AF8)/4;  
GammaMed = (museData.Gamma_TP9+museData.Gamma_AF7 + museData.Gamma_AF8 + museData.Gamma_TP10)/4;  
DeltaMed = (museData.Delta_TP9+ museData.Delta_AF7+ museData.Delta_AF8+ museData.Delta_TP10)/4;  
ThetaMed = (museData.Theta_TP9+ museData.Theta_AF7+ museData.Theta_AF8+ museData.Theta_TP10)/4;  
end
```

Les dades en el fitxer estan guardades en funció del temps, però en format de data i hora, per tant cal convertir-les a segons. De esta forma serà possible representar les dades en una mateixa gràfica, per tal de comparar-les més fàcilment.

Per a això s'ha utilitzat la funció de Matlab *convertTo* i que converteix en una matriu que representa des dates i les hores com *.NET*. Aquest format són el nombre de "ticks" del rellotge des de l'1 de gener de 0001 a les 00:00:00 UTC, que representa una marca de temps de Microsoft® on cada "tick" de rellotge són 100 ns. Posteriorment, tan sols cal, a l'hora de representar-lo, multiplicar aquest nombre per  $10^7$  per passar-lo a segons.

```
T = convertTo(museData.TimeStamp, '.net');  
for i = 1:length(T)  
    temps(i) = T(i) - T(1);  
end
```

## Càlcul de mitjanes de les ones

Les dades corresponents a les bandes de freqüència que s'obtenen des de la diadema i el Mind Monitor venen separades en quatre components. Aquests components corresponen al component d'aqueixa banda de freqüència en cadascun dels elèctrodes. És per això que per poder analitzar-les en conjunt es realitza el càlcul de la mitjana d'aquests quatre components.

Per a aquest fi s'ha creat una funció que facilita la comprensió del codi resumint línies de codi. En el codi, els 'sufixos' *AF7*, *AF8*, *TP9* i *TP10* corresponen a cadascun dels elèctrodes.

```
function [AlfaMed, BetaMed, GammaMed, DeltaMed, ThetaMed] = onesMed(museData)

AlfaMed = (museData.Alpha_TP9+museData.Alpha_AF7+ museData.Alpha_AF8+ ...
museData.Alpha_TP10)/4;
BetaMed = (museData.Beta_TP9+ museData.Beta_TP10+ museData.Beta_AF7+ ...
museData.Beta_AF8)/4;
GammaMed = (museData.Gamma_TP9+ museData.Gamma_AF7+ museData.Gamma_AF8+ ...
museData.Gamma_TP10)/4;
DeltaMed = (museData.Delta_TP9+ museData.Delta_AF7+ museData.Delta_AF8+ ...
museData.Delta_TP10)/4;
ThetaMed = (museData.Theta_TP9+ museData.Theta_AF7+ museData.Theta_AF8+ ...
museData.Theta_TP10)/4;

end
```

## Representació de les dades

Per tal de fer l'estudi previ anteriorment comentat ha sigut necessari invertit temps en la representació de les dades en gràfiques. Per tal cosa s'han creat diverses funcions en Matlab per tal de simplificar el codi del programa principal.

Aquestes funcions, a més de representar les bandes de freqüència o els índexs entre elles, també mostren dades addicionals com són els llistats i els moments que indiquen mal contacte. Aquesta última informació resulta especialment útil a l'hora de determinar si les dades preses poden servir per l'estudi o si cal prendre'n de noves.

A continuació es mostra, a mode d'exemple, la funció creada per a representar els senyals de les ones cerebrals:

```
Function representa5onesEEGambLlindar(Temps,Alfa,Beta,Gamma,Delta,Theta,LlindarAlfa,LlindarBeta,
LlindarGamma,LlindarDelta,LlindarTheta,Nom,IndicadorDeContacte)
```

```
% FUNCIÓ CREADA PER REPRESENTAR ELS 5 SENYALS CAPTATS PEL SENSOR
% ( $\alpha$   $\beta$   $\gamma$   $\delta$   $\theta$ )
```

```
figure;
IndicadorDeContacte(~isnan(IndicadorDeContacte))=Alfa(~isnan(IndicadorDeContacte));
subplot(5,1,1);
hold on
plot(Temps,Alfa)
plot(Temps,LlindarAlfa)
plot(Temps,IndicadorDeContacte,'o') % Es representen els moments en els
% que s'ha pogut donar un error de lectura degut a un mal contacte
title("Ones alfa"+Nom)
legend("α", "Llindar α")
hold off

IndicadorDeContacte(~isnan(IndicadorDeContacte))=Beta(~isnan(IndicadorDeContacte));
subplot(5,1,2);
hold on
plot(Temps,Beta)
plot(Temps,LlindarBeta)
plot(Temps,IndicadorDeContacte,'o') % Es representen els moments en els
% que s'ha pogut donar un error de lectura degut a un mal contacte
title("Ones β"+Nom)
legend("β", "Llindar β")
```

```

hold off

IndicadorDeContacte(~isnan(IndicadorDeContacte))=Gamma(~isnan(IndicadorDeContacte));
subplot(5,1,3);
hold on
plot(Temps,Gamma)
plot(Temps,LlindarGamma)
plot(Temps,IndicadorDeContacte,'o') % Es representen els moments en els
% que s'ha pogut donar un error de lectura degut a un mal contacte
title("Ones  $\gamma$ " + Nom)
legend(" $\gamma$ ", "Llindar  $\gamma$ ")
hold off

IndicadorDeContacte(~isnan(IndicadorDeContacte))=Delta(~isnan(IndicadorDeContacte));
subplot(5,1,4);
hold on
plot(Temps,Delta)
plot(Temps,LlindarDelta)
plot(Temps,IndicadorDeContacte,'o') % Es representen els moments en els
% que s'ha pogut donar un error de lectura degut a un mal contacte
title("Ones  $\delta$ " + Nom)
legend(" $\delta$ ", "Llindar  $\delta$ ")
hold off

IndicadorDeContacte(~isnan(IndicadorDeContacte))=Theta(~isnan(IndicadorDeContacte));
subplot(5,1,5);
hold on
plot(Temps,Theta)
plot(Temps,LlindarTheta)
plot(Temps,IndicadorDeContacte,'o') % Es representen els moments en els
% que s'ha pogut donar un error de lectura degut a un mal contacte
title("Ones  $\theta$ " + Nom)
legend(" $\theta$ ", "Llindar  $\theta$ ")
hold off
sgtitle("Comparació dels senyals amb el llindar de somnolència")
end
    
```

### Càlcul dels llindars de somnolència

Per a realitzar el càlcul dels llindars s'ha desenvolupat una funció a Matlab que proporciona els llindars desitjats al introduir les dades anteriorment extretes del fitxer de dades

A aquesta funció se li introdueixen els fitxers que hi serviran de referència per al càlcul dels llindars. Amb la mateixa funció que s'ha fet servir anteriorment s'hi extrauen les dades dels fitxers i s'emmagatzemen en dues variables. Així mateix, a continuació s'hi extrauen cadascuna de les bandes de freqüència d'aquestes, fent distinció en tot moment de les dades que pertanyen a la referència de somnolència i les que pertanyen a l'alerta.

Aquesta funció fa servir les mitjanes de les bandes de freqüència per realitzar les operacions necessàries. En aquest cas s'ha seguit el mateix plantejament. El càlcul del valor del llindar es du a terme calculant la mitjana aritmètica entre el valor mínim de l'ona de referència que presenta valors més elevats i amb el valor mitjà de l'ona de referència més baixa.

Cal comentar que és possible que les ones enregistren valors negatius, per tant el valor del llindar calculat serà per al valor absolut del senyal.

A continuació es mostra el codi de la funció desenvolupada per al càlcul dels llindars de les ones cerebrals necessaris.

```

function
[LlindarAlfa,LlindarBeta,LlindarGamma,LlindarDelta,LlindarTheta,LlindarBetaEntreAlfa,LlindarThet
aMesAlfaEntreBeta,LlindarGammaMesBetaEntreAlfaMesDelta] = llindarsSomnolencia(Temps,
referenciaAlerta,referenciaSomn)

% En esta funció es calculen tots els llindars que s'utilitzen a
% l'arxiu principal d'anàlisi de les dades.
    
```

```
% Dades en estat d'alerta
[museDataAlerta, ~] = mmImport(referenciaAlerta);

% Dades en estat de somnolència
[museDataSomn, ~] = mmImport(referenciaSomn);

% Càlcul de la mitjana dels components dels diferents senyals proporcionats
% pel dispositiu de captació de senyals
[~, BetaMedA, GammaMedA, ~, ~] = onesMed(museDataAlerta);
[~, BetaMedS, GammaMedS, ~, ~] = onesMed(museDataSomn);
[AlfaSuauA, BetaSuauA, GammaSuauA, DeltaSuauA, ThetaSuauA] = suavitzatMed(museDataAlerta);
[AlfaSuauS, BetaSuauS, GammaSuauS, DeltaSuauS, ThetaSuauS] = suavitzatMed(museDataSomn);

% Mínims i màxims dels senyals d'alerta i de somnolència
% Alfa: més intenses en estat de relaxació
% Beta: Pensament actiu i resolució de problemes
% Gamma: Hiperactivitat cerebral
% Delta: Son profunda/sense somnis
% Theta: Son, relaxació profunda

Temps = length(Temps);
LlindarBeta(1,1:Temps) = (min(BetaMedA)+mean(BetaMedS))/2;
LlindarGamma(1,1:Temps) = (min(GammaMedA)+mean(GammaMedS))/2;

% Es calculen els índexs dins de la funció
BetaEntreAlfaA = BetaSuauA./AlfaSuauA; % Menor quant més somnolent es trobe
BetaEntreAlfaS = BetaSuauS./AlfaSuauS; % l'usuari
thetaMesAlfaEntreBetaMesAlfaA = (ThetaSuauA+AlfaSuauA)./(BetaSuauA+AlfaSuauA);
thetaMesAlfaEntreBetaMesAlfaS = (ThetaSuauS+AlfaSuauS)./(BetaSuauS+AlfaSuauS);
GammaMesBetaEntreAlfaMesDeltaA = (GammaSuauA+BetaSuauA)./(AlfaSuauA+DeltaSuauA);
GammaMesBetaEntreAlfaMesDeltaS = (GammaSuauS+BetaSuauS)./(AlfaSuauS+DeltaSuauS);

LlindarBetaEntreAlfa(1,1:Temps) = (min(abs(BetaEntreAlfaA))+mean(BetaEntreAlfaS))/2;
LlindarThetaMesAlfaEntreBeta(1,1:(Temps)) =
(mean(thetaMesAlfaEntreBetaMesAlfaA)+min(thetaMesAlfaEntreBetaMesAlfaS))/2;
LlindarGammaMesBetaEntreAlfaMesDelta(1,1:(Temps)) =
(min(abs(GammaMesBetaEntreAlfaMesDeltaA))+mean(GammaMesBetaEntreAlfaMesDeltaS))/2;

end
```

### Bucle de seguiment de les dades

A l'inici d'aquest document s'ha comentat la intenció inicial de realitzar la detecció de la somnolència en temps real, però que no ha sigut possible degut a la incompatibilitat del dispositiu utilitzat. Encara aixina el programa desenvolupat ha estat pensat per poder ser adaptat fàcilment quan siga possible.

Per realitzar la detecció de la somnolència cal analitzar cadascuna de les bandes de freqüència i dels indicadors de somnolència. Per poder "simular" aquest seguiment s'ha construït un bucle que els passos que fa són a cada segon, que és cada instant en el que s'han enregistrat dades.

Per la detecció s'ha optat per analitzar les dades per intervals en lloc de cada segon per tal de tractar de minimitzar els possibles pics produïts per alguna interferència. Per a tal cosa es defineix inicialment el nombre de segons de l'interval, que en este cas ha sigut de 3 s.

El bucle es repetirà tantes vegades com segons duren les dades enregistrades a analitzar. No obstant, cada vegada comprovarà si el nombre de segons recorreguts en la repetició actual és múltiple del nombre de segons de l'interval, per analitzar-lo. Si és així, es creen diversos vectors auxiliars, tants com ones calga estudiar, per poder analitzar-los.

La primera comprovació a realitzar és la col·locació de la diadema. Amb el vector que registra els instants en els que no ha hagut bon contacte s'analitzen els últims tres segons, amb ajuda del vector auxiliar creat. Si en aquests tres segons han hagut 2 o més punts en els que no

s'hagen registrat correctament les dades, el programa no realitza cap comprovació referent a l'activitat cerebral, perquè no es considera com fiable. Si sí que es confien en les dades, comencen les comprovacions.

Les comprovacions es duen a terme comparant el valor mig dels vectors auxiliars calculats amb el valor del llinar corresponent a la informació analitzada. Aquesta comparació té en compte si el valor de somnolència es trobaria per damunt o per davall d'aquest llinar, en valor absolut. S'analitzen bandes de freqüència: gamma i delta i índexs de somnolència: beta/alfa,...

En el cas dels índex de somnolència els llinars funcionen de forma lleugerament diferent a les bandes de freqüència. Mentre aquestes últimes mostren major o menor activitat sense necessàriament trobar-se prop a un valor en específic, els índexs de somnolència tendeixen a zero depenent del estat de l'usuari.

Si aquestes condicions donen un resultat positiu enregistren un indicador auxiliar per registrar que eixe indicador ha donat positiu. Una vegada comprovats tots els indicadors a estudiar, es fa un recompte de quants d'aquests indicadors han donat positiu, si aquest compte supera la meitat del nombre d'indicadors que s'analitzen, es mostra missatge d'alerta en la finestra de comandaments de Matlab.

La següent comprovació a realitzar és la de la posició del cap. De forma similar a la dels senyals d'activitat cerebral, la comprovació és si el valor mitjà del vector auxiliar baixa d'un determinat llinar. Encara que al contrari que aquestes, aquestes dades no depenen del bon contacte dels elèctrodes, per tant es troben fora de la condició

Ja fora del estudi dels intervals es troba la detecció de les cabotades. A cada repetició del bucle, cada segon, s'analitzen les dades del vector del giroscopi, que enregistra les dades de les variacions en l'acceleració. El vector analitzat és una mitjana quadràtica de les tres components que enregistra la diadema, de esta forma no és necessari comprovar els tres vectors de les tres components. S'ha elegit la mitjana quadràtica, abans que la suma dels tres components, per evitar que, al sumar-los, es donen pics no desitjats degut a moviments no relacionats. Per determinar si s'ha produït una cabotada només cal establir un llinar per a aquesta.

La comprovació de la condició de cabotada es troba combinada amb la presència o no de somnolència. És a dir, el sistema només avisarà de una cabotada si s'ha detectat anteriorment la presència de somnolència.

En els dos últims casos, la posició del cap i les cabotades, no es requereixen dades personalitzades perquè es considera que una correcta postura durant la conducció és un requisit per a la seguretat.

A continuació es mostra el codi que realitza totes les comprovacions de les condicions impostes. Cal recordar que aquest codi ha sigut pensat per poder ser adaptat a l'adquisició de les dades en temps real, de forma que els vectors que recorre puguen ser vectors que s'actualitzen

Abans de començar s'estableixen els llinars d'inclinació del cap i de cabotada. Aquests han sigut determinats de forma empírica i es consideren universals per a tots els subjectes, ja que una correcta postura durant la conducció és vital per a la seguretat.



```

LlindarCap = 0.98;
LlindarCabotada = 20;
Interval = 3; % nombre de segons de l'interval a analitzar
Somnolencia = 0;
for step = 1:length(Temps)
    if mod(step,Interval)==0 % Aquesta condició es compleix a cada interval
        vect_auxBeta = BetaMed(step-(Interval-1):step);
        vect_auxGamma = GammaMed(step-(Interval-1):step);
        vect_auxBetaEntreAlfa = BetaEntreAlfa(step-(Interval-1):step);
        vect_auxThetaMesAlfaEntreBeta = ThetaMesAlfaEntreBeta(step-(Interval-1):step);
        vect_auxGammaMesBetaEntreAlfaMesDelta = GammaMesBetaEntreAlfaMesDelta(step-(Interval-1):step);
        vect_auxAccelZ = AccelZ(step-(Interval-1):step);
        vect_auxContacte = IndicadorDeContacteDeControl(step-(Interval-1):step);
        % Si no ha hagut bon contacte en la diadema els resultats no poden considerar-se fiables
        if sum(vect_auxContacte>2) %
            disp("Incorrecta col·locació de la diadema, mesures no vàlides")
        else % en el cas de que sí que s'haja donat un bon contacte:-----
            % S'analitza el valor mitjà del vector emmagatzemat per determinar o no la posició
            % respecte del llindar calculat anteriorment. En el cas de les ones BETA, són els
            % valors més baixos els que determinen menor pensament actiu, per tant un símptoma de
            % fatiga. En aquest es detecta si es troba per baix del llindar de referència
            if (mean(vect_auxBeta) < LlindarBeta) % BETA
                SomnBeta = 1;
            else
                SomnBeta = 0;
            end
            % S'ha observat que les ones Gamma presenten una gran diferenciació si l'usuari es
            % troba alerta o Somnolent, per tant seran clau per la diferenciació d'aquests dos
            % estats
            if (mean(vect_auxGamma) < LlindarGamma) % GAMMA
                SomnGamma = 1;
            else
                SomnGamma = 0;
            end

            % S'analitzen també els coeficients de somnolència en aquests intervals
            if (mean(vect_auxBetaEntreAlfa) < LlindarBeta) %  $\beta/\alpha$ 
                SomnAlfaEntreBeta = 1;
            else
                SomnAlfaEntreBeta = 0;
            end
            if (abs(mean(vect_auxThetaMesAlfaEntreBeta))<LlindarThetaMesAlfaEntreBeta) %  $(\theta+\alpha)/\beta$ 
                SomnThetaMesAlfaEntreBeta = 1;
            else
                SomnThetaMesAlfaEntreBeta = 0;
            end
            if (abs(mean(vect_auxGammaMesBetaEntreAlfaMesDelta)) <
                LlindarGammaMesBetaEntreAlfaMesDelta) %  $(\beta+\gamma)/(\alpha+\delta)$ 
                SomnGammaMesBetaEntreAlfaMesDelta = 1;
            else
                SomnGammaMesBetaEntreAlfaMesDelta = 0;
            end
            if (SomnAlfaEntreBeta+SomnThetaMesAlfaEntreBeta+ ...
                SomnGammaMesBetaEntreAlfaMesDelta+SomnGamma+SomnBeta>=2)
                Somnolencia = Somnolencia + 1;
            else
                Somnolencia = 0;
            end
            if Somnolencia>1
                disp("Alerta de somnolència")
            end
        end % Fi de la comprovació de bon contacte-----

        if (abs(mean(vect_auxAccelZ)) < LlindarCap && Somnolencia > 1) % Col·locació del cap
            disp ("Cap inclinat")
        end

    end % Fi de la condició d'interval
    if GyroCombinat(step)>LlindarCabotada && Somnolencia > 1
        disp("Cabotada")
    end
end
end

```

## CAPÍTOL 5. RESULTATS

Durant este capítol se centrarà l'atenció en la observació i l'anàlisi dels resultats que s'han obtingut en aplicar el programa desenvolupat.

Una vegada el programa ja disposa de les dades de referència necessàries per establir els lliminars, només cal comprovar el seu funcionament amb diferents dades. Serà important la prova d'aquest en diverses mostres per determinar si el sistema desenvolupat funciona o no.

Seguint el mateix ordre que s'ha pres a l'apartat "Diferències entre els subjectes estudiats" es procedeix a exposar els resultats observats en els tres assajos que s'han realitzat a cadascun dels subjectes. S'han complementat aquests comentaris amb gràfiques de Matlab representatives dels indicadors utilitzats. En elles es mostra informació diversa rellevant en cada cas, com els lliminars calculats anteriorment o els punts en els que no s'ha donat un bon contacte.

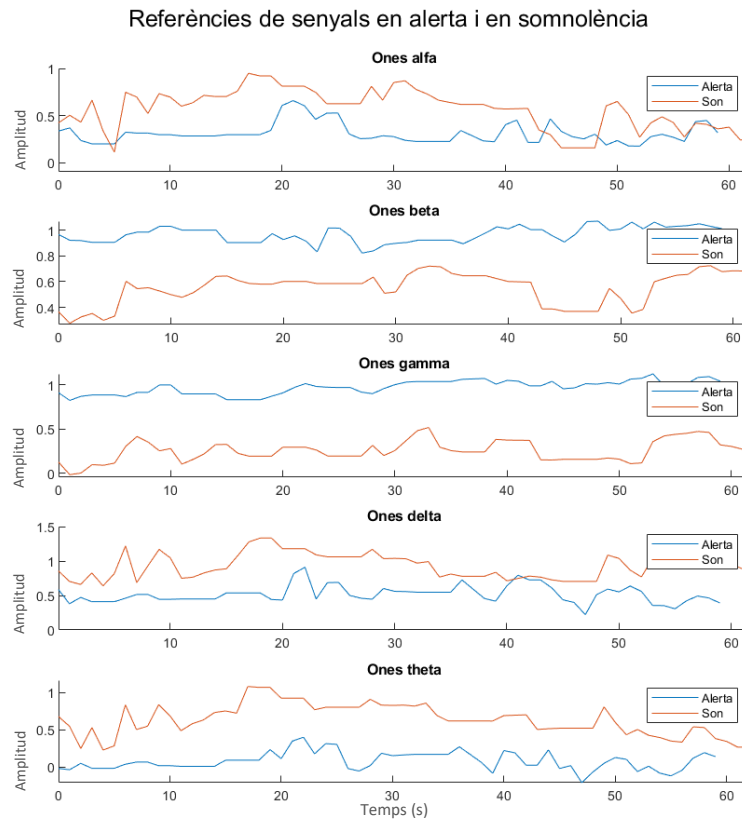
Cadascun dels assajos han estat realitzats mentre els subjectes realitzaven alguna activitat escollida segons el nivell d'exigència mental requerida. De forma que dels tres assajos realitzats, un n'era d'una exigència de concentració més bé elevada, l'altra d'exigència mitja i el tercer d'exigència baixa. En cadascun d'ells al menys una de les proves s'ha realitzat mentre es trobaven en una simulació de conducció o similar.

Així mateix, abans de començar, els subjectes han exposat de forma subjectiva el seu nivell de cansament o somnolència en una escala de l'1 al 10, on 1 era absència de somnolència i 10 lluitant per no adormir-se.

## PRIMER SUBJECTE

Els primers resultats que es comenten són els resultats dels assajos realitzats a l'home de 65 anys. Aquests han consistit en tres situacions diferents a diferents hores del dia: tocant un instrument (vesprada), conduint un cotxe (matí) i la tercera assegut veient la televisió (vesprada).

En la Figura 14 a continuació, es mostren les ones corresponents a les bandes de freqüència que han estat preses com a referència per al càlcul dels llindars.



**Figura 14. Ones de referència de l'home de 65 anys**

### Primer assaig

Les primeres dades a analitzar corresponen a un enregistrament realitzat mentre l'usuari es trobava tocant un instrument.

En la Figura 15 es mostren les ones beta i gamma corresponents a aquest enregistrament de dades. El senyal en blau representa les ones de les bandes de freqüència representades; els cercles representen els instants en els que no s'ha donat un bon contacte, i la línia horitzontal de color ataronjat representa el llindar corresponent a cada indicador.

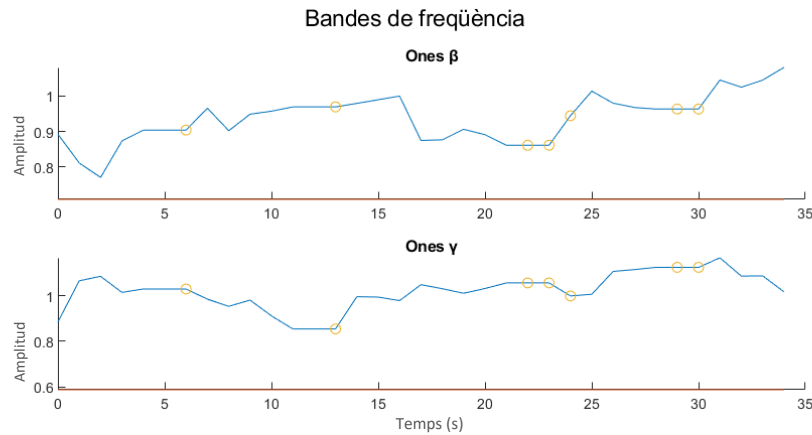


Figura 15. Bandes de freqüència beta i gamma corresponents a les dades preses en el primer assaig

Pot observar-se en la figura representada informació rellevant sobre aquesta mostra. En primer lloc el que crida l'atenció a simple vista són els cercles que determinen que no ha hagut un bon contacte en un determinat instant. La quantitat que hi ha d'aquests cercles és poca, per tant pot considerar-se com a bona la mostra presa.

En segon lloc poden observar-se els llindars corresponents per a aquests senyals en la part inferior d'ambdues gràfiques. Aquesta línia horitzontal, representada amb un color ataronjat, delimita la zona considerada com alerta (la superior) de la de somnolència (inferior). La posició d'ambdues ones es troba per damunt respecte d'aquest llindar. Per tant, pel que respecta a les bandes de freqüència, no es detecta somnolència en aquesta mostra.

Els següents senyals a analitzar són els corresponents als índexs de somnolència, que es mostren en la Figura 16.

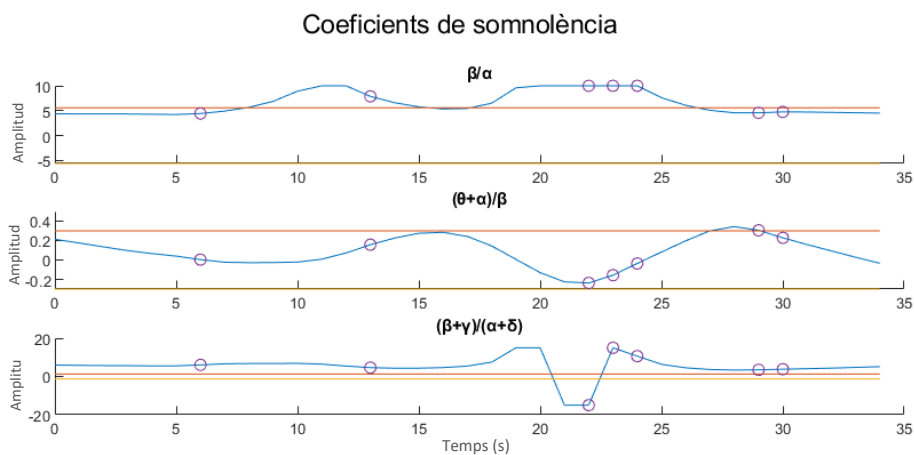


Figura 16. Coeficients de somnolència de l'home de 65 anys en el primer assaig.

Abans de començar a analitzar la informació que proporciona les gràfiques de la figura anterior, cal comentar què és el que representen cadascun dels coeficients, o millor dit, quan aquests indiquen somnolència.

Per al primer i tercer cas,  $\beta/\alpha$  i  $(\beta + \gamma)/(\alpha + \delta)$ , la somnolència la suggereix un valor alt en aquests coeficients. Seran els valors propers a zero els que indiquen que l'usuari es troba alerta. Per tant, fent referència als llindars calculats, que el senyal representat es trobe per fora de l'àrea que delimiten els llindars suggerirà que el subjecte presenta somnolència.

En el segon cas,  $(\theta + \alpha)/\beta$ , al contrari que en els casos anteriors, són més bé els valors propers a zero els que són indicadors de somnolència., la representació del coeficient L'àrea que delimiten els llinars representa els valors que, si el coeficient se'n troba dins, suggerirà somnolència en l'usuari.

En aquest cas, parant atenció a la primera gràfica de la Figura 16, pot observar-se com els valors superen el llinar calculat en dues ocasions, durant intervals curts. També es pot observar, si es fixa l'atenció en els cercles que indiquen un mal contacte, que cap al final d'un dels dos intervals, se n'han donat diversos seguits, el que indica que les dades de aquests punts poden no ser les corresponents a la realitat.

Pel que respecta a  $(\theta + \alpha)/\beta$ , representat en la segona gràfica de la Figura 16, es pot observar que encara que els valors del coeficient es troben entre els llinars durant quasi tot el temps que dura la mostra, es troben prop del límit. Segons aquest indicador es detecta somnolència.

En el tercer cas, el coeficient  $(\beta + \gamma)/(\alpha + \delta)$ , els valors del coeficient es troben pràcticament fora d'aquests llinars tot el temps. Per tant, pel que respecta a aquest indicador, no se suggereix la presència de somnolència

Es recorda que per determinar que s'hi detecta somnolència en un determinat instant, ha de complir-se que durant un interval fixat, el valor mitjà del senyal complisca la condició establerta. A més, és necessari que s'hi complisca simultàniament en diversos indicadors. Quan s'hi determina que hi ha somnolència, es mostra a la finestra de comandaments un missatge que n'alerta d'aquesta.

En aquest cas la execució del programa no mostra cap missatge d'alerta.

Com no ha detectat somnolència en cap interval, no s'ha comprovat la posició del cap. No obstant, en la Figura 17 a continuació, es mostren les mesures de l'eix Z de l'acceleròmetre i les dades del giroscopi

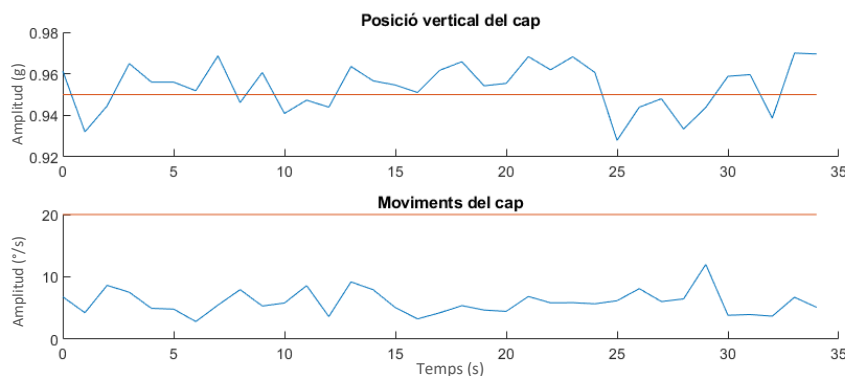
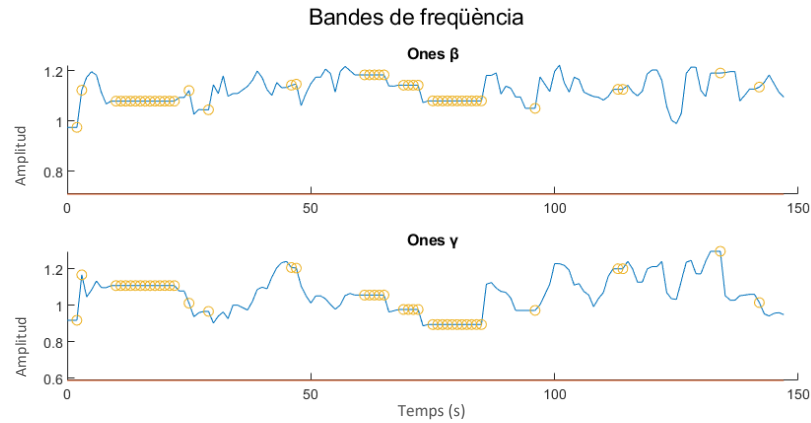


Figura 17. Posició vertical i moviments del cap del primer assaig.

### Segon assaig

Aquestes dades enregistrades corresponen a una estona en la que l'usuari es trobava conduint un cotxe.

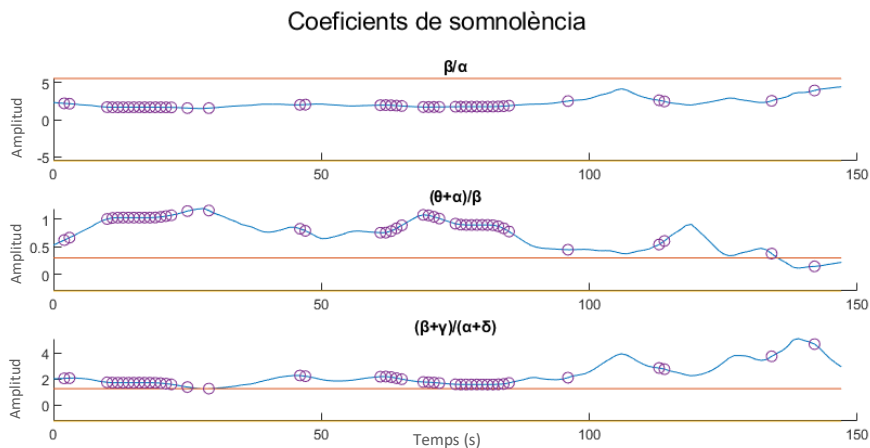
La Figura 18 mostra les bandes de freqüència corresponents a aquestes dades enregistrades.



**Figura 18. Bandes de freqüència beta i gamma corresponents a les dades preses en el segon assaig.**

La informació que proporcionen les gràfiques representades en la figura és la següent. En primer lloc pot observar-se com han hagut períodes considerablement prolongats en els que la diadema no ha tingut un bon contacte. No obstant això, els valors de les bandes de freqüència beta i gamma no baixen del valor del llindar en cap moment.

La Figura 19 mostra les tres gràfiques corresponents als coeficients de somnolència calculats i analitzats.



**Figura 19. Coeficients de somnolència de l'home de 65 anys en el segon assaig.**

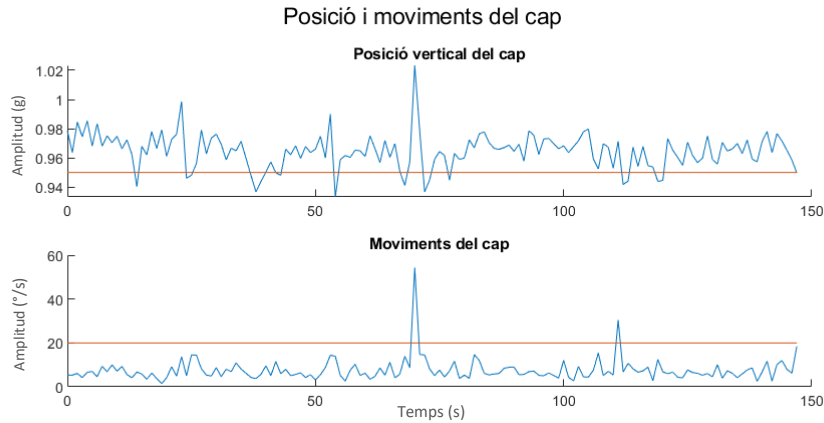
Tenint en compte la informació que s'ha comentat en la primera mostra, els comentaris sobre aquests resultats poden ser un poc més breus.

Pel que respecta a  $\beta/\alpha$ , pot observar-se com es troba dins de l'àrea delimitada entre els llindars, el que indica que suggereix la presència de somnolència.

En el cas de  $(\theta + \alpha)/\beta$ , tan sols baixa per davall del llindar una estona abans del final, però no durant la resta del temps. En aquest cas, com es troba per damunt d'aquests, sí s'indica la presència de somnolència.

En el tercer cas, el coeficient  $(\beta + \gamma)/(\alpha + \delta)$ , no obstant, no se'n detecta perquè els valors es troben fora de l'àrea delimitada pels llindars.

En la Figura 20 es mostren les gràfiques corresponents a les dades dels acceleròmetres.



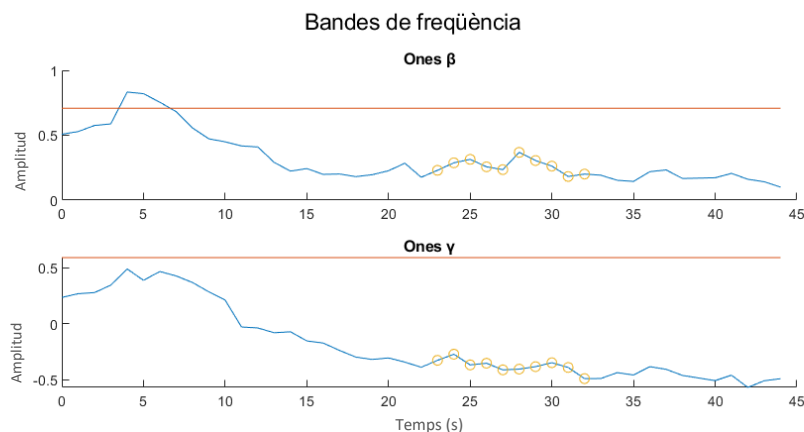
**Figura 20. Posició vertical i moviments del cap del segon assaig**

La finestra de comandaments no ha mostrat cap alerta per cabotades o per la posició inclinada del cap degut a que en cap moment s'hi ha detectat somnolència.

### Tercer assaig

La mostra de dades enregistrades que es mostra a continuació pertany a una estona en que la persona es trobava asseguda veient la televisió.

La Figura 21 mostra les bandes de freqüència corresponents a aquestes dades enregistrades.



**Figura 21. Bandes de freqüència beta i gamma corresponents a les dades preses en el tercer assaig.**

De les gràfiques pot observar-se, per un costat el període en el que la banda ha perdut el bon contacte; i per altre la posició dels valors de les bandes respecte als llindars. Ambdues ones es troben la major part del temps per davall del llindar, el que apunta a la presència de somnolència en els dos casos.

La Figura 22 mostra les tres gràfiques corresponents als coeficients de somnolència d'aquesta mostra

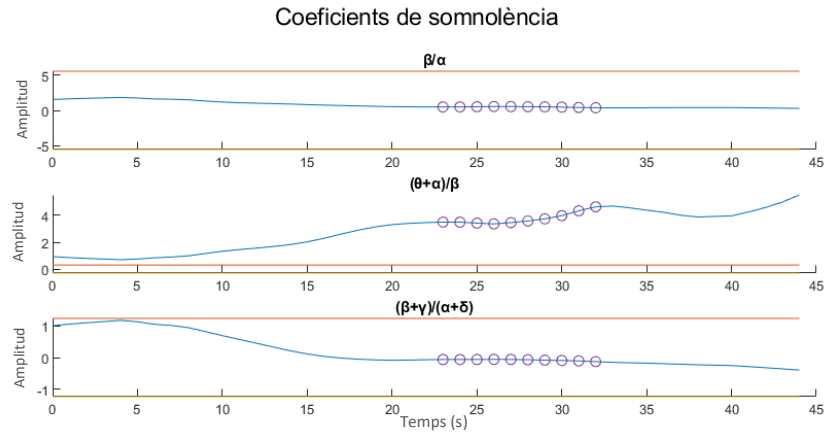


Figura 22. Coeficients de somnolència de l'home de 65 anys en el tercer assaig.

Pel que respecta a  $\beta/\alpha$ , pot observar-se com es troba dins de l'àrea delimitada entre els llindars, el que indica que indica somnolència.

En el cas de  $(\theta + \alpha)/\beta$ , els valors es mantenen tota l'estona per damunt del llindar. En aquest cas també se suggereix la presència de somnolència.

En el tercer cas, el coeficient  $(\beta + \gamma)/(\alpha + \delta)$ , se'n detecta també la somnolència perquè els valors es troben dins de l'àrea delimitada pels llindars.

En la Figura 23 es mostren les gràfiques corresponents a les dades dels acceleròmetres.

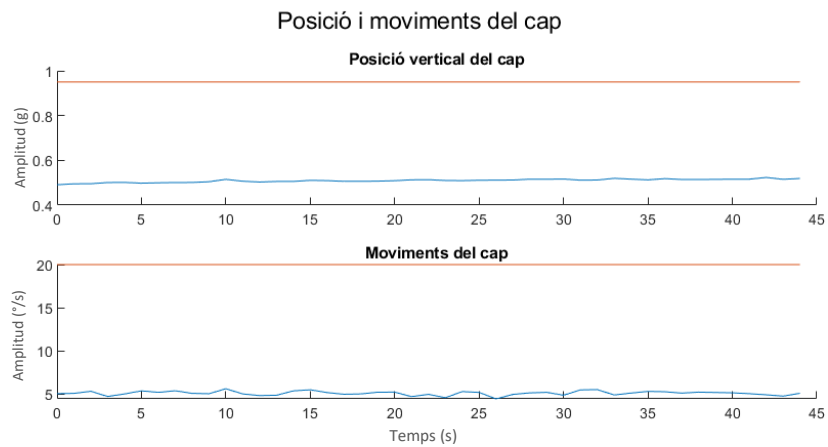


Figura 23. Posició vertical i moviments del cap del tercer assaig

Abans d'observar les dades anteriors es farà una ullada als missatges enviats pel programa a la finestra de comandaments de Matlab:

“ Alerta de somnolència  
Cap inclinat “

S'han complert les condicions de somnolència durant la major part del temps que dura la mostra. Per tant, el programa realitza les comprovacions de la posició i moviments del cap. Com pot observar-se en la primera gràfica de la Figura 23, els valors que corresponen a l'eix vertical de l'acceleròmetre mostren valors per davall del llindar establert. Es recorda que aquestes dades representen la component vertical de l'acceleració a la que està sotmesa la diadema. Com es tracta de la component vertical, el valor de referència d'una posició alçada del cap es 1 g, on és g l'acceleració de la gravetat.



## Conclusions

En aquest apartat es comenten les conclusions a les que s'han arribat durant la realització i anàlisi dels assajos.

En la Taula 2 a continuació es mostra de cada la informació més remarcable de cadascun dels assajos realitzats per al primer subjecte. En aquesta taula s'indica el nivell de concentració requerit per a cada activitat realitzada, la posició en la que es trobava el subjecte i el nivell de somnolència expressat per el mateix. També s'han inclòs uns breus comentaris sobre l'assaig i sobre els resultats. Que comenten informació rellevant a l'hora d'analitzar els resultats, com són dificultats amb la diadema, moviments de la cara que poden dificultar la presa de dades o condicions de l'entorn.

**Taula 2. Resultats dels assajos del primer subjecte**

Primer subjecte				
Assaig 1				
Condicions	Nivell d'exigència de l'activitat a realitzar	Mitja-Alta	Comentaris	Els gestos involuntaris de la cara han resultat un problema inicialment degut a que incorporaven interferències
	Somnolència	1		
	Posició	De peus		
Resultats	El programa no ha enviat cap senyal d'alerta.		Observacions	La detecció pareix ser correcta, ja que el subjecte va expressar que no es trobava somnolent.
Assaig 2				
Condicions	Nivell d'exigència de l'activitat a realitzar	Mitja-alta	Comentaris	El moviment del cotxe i la impossibilitat de realitzar recol·locacions durant la realització de l'activitat ha suposat un inconvenient
	Somnolència	2		
	Posició	Assegut		
Resultats	El programa no ha enviat cap senyal d'alerta.		Observacions	La detecció pareix ser correcta, ja que el subjecte va expressar que no es trobava somnolent.
Assaig 3				
Condicions	Nivell d'exigència de l'activitat a realitzar	Alta	Comentaris	El subjecte es va quedar adormit durant la realització de l'assaig i es va haver de repetir per no introduir un altre tipus de lectures.
	Somnolència	9		
	Posició	Assegut		
Resultats	El programa va detectar somnolència correctament durant la majoria del temps que va durar l'enregistrament		Observacions	La detecció es correcta, va avisar tant de la somnolència com de la posició i moviments del cap



S'ha pogut observar en algun dels casos que algun dels indicadors sí que suggeria la presència de somnolència, quan tot els altres no. Això pot estar degut a diversos motius. Un nivell d'alerta no massa elevat pot portar a que algun dels indicadors done positiu

Els resultats observats en el primer subjecte han sigut satisfactoris, pel que les correccions que s'han introduït al programa han sigut mínimes.

## SEGON SUBJECTE

La segona persona sobre la que s'han realitzat els assajos és una dona de 60 anys. Aquests han consistit en tres situacions diferents a diferents hores del dia: veient la televisió (vesprada), utilitzant l'ordinador en una simulació de conducció (matí) i la tercera asseguda mirant un paisatge (matí).

En la Figura 24 a continuació es mostren les bandes de freqüència de les dades de referència que s'han utilitzat per als assajos en este subjecte.

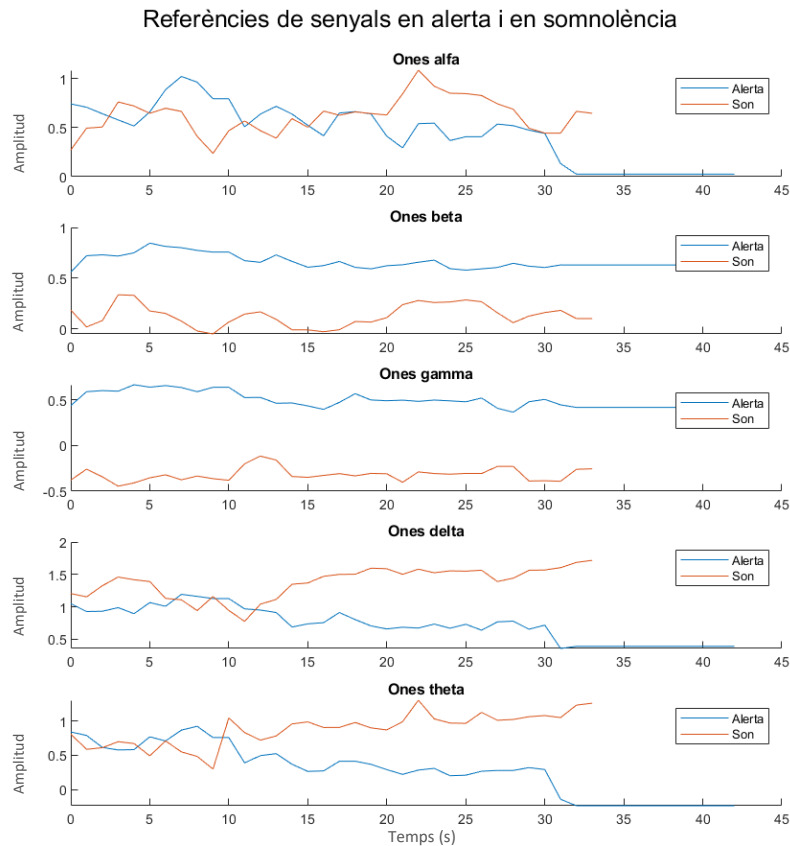
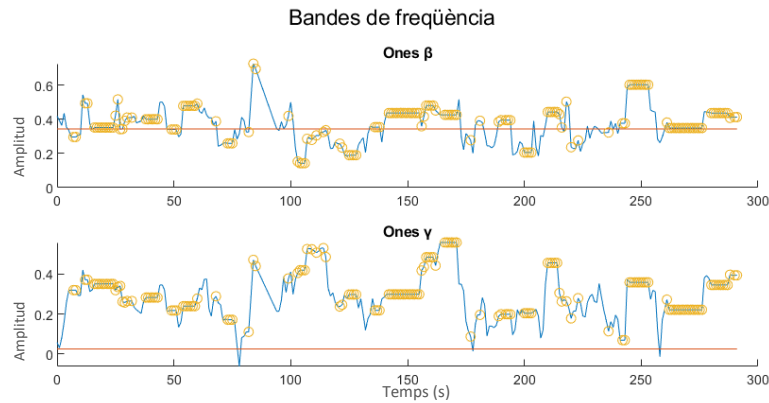


Figura 24. Gràfica comparativa de les dades referència en alerta i somnolència del segon subjecte.

### Primer assaig

Per al primer assaig realitzat s'han pres dades amb la diadema de la persona asseguda en una butaca mirant la televisió.

En la Figura 25 es mostren les bandes de freqüència beta i gamma de les dades enregistrades.

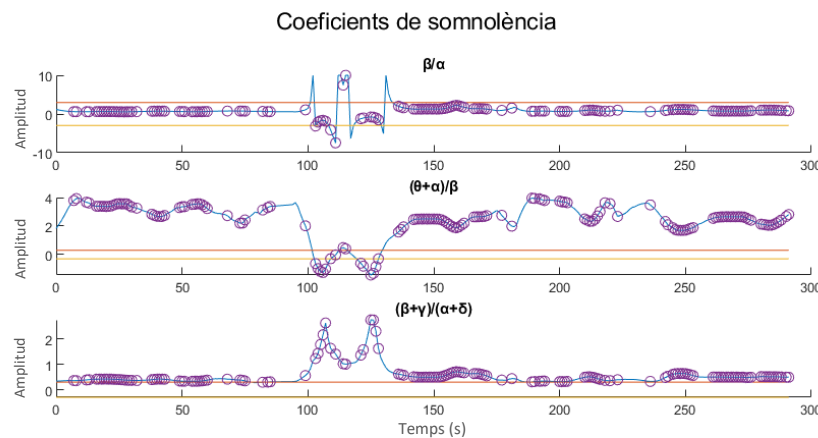


**Figura 25. Bandes de freqüència beta i gamma corresponents a les dades preses en el primer assaig.**

De la informació més rellevant que pot treure's de la figura anterior destaquen la gran quantitat de moments en que la diadema no feia bon contacte. A pesar de que la mostra era llarga, quasi la meitat del temps al menys un dels elèctrodes no estava correctament col·locat. Això ha suposat un problema en aquest subjecte en especial i ha dificultat en gran mesura la presa de dades.

Pel que fa referència a la posició de les ones respecte del llindar corresponent, pot observar-se com han hagut estones en el que en el que els valors s'han situat per davall d'aquests llindars. Sent en beta estones més bé llargues i en gamma dos o tres instants.

En la Figura 26 s'hi mostren els coeficients de somnolència calculats per a aquest assaig.



**Figura 26. Coeficients de somnolència de la dona de 60 anys en el primer assaig.**

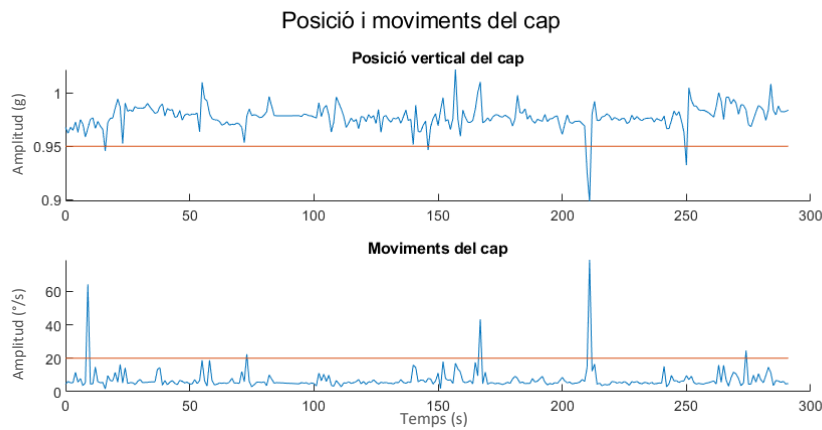
Malgrat el mal contacte de la diadema durant gran part de l'assaig, encara es possible analitzar altres indicadors de somnolència com són els coeficients. Llavors és probable que diferisquen fins cert punt de la realitat.

Pel que respecta a  $\beta/\alpha$ , pot observar-se com la major part del temps els valors se situen entre els dos llindars, superant-los tan sols durant una estona. Donat que aquest coeficient indica somnolència en valors baixos, aquest cas suggereix que hi ha somnolència.

En el cas de  $(\theta + \alpha)/\beta$ , els valors es mantenen pràcticament tota l'estona per damunt del llindar. En aquest cas també se suggereix la presència de somnolència.

En el tercer cas, el coeficient  $(\beta + \gamma)/(\alpha + \delta)$ , no arriba a situar els valors dins dels llindars calculats la major part del temps, per la qual cosa no se'n detecta en aquest cas.

La Figura 27 mostra les dades captades per l'acceleròmetre i el giroscopi.



**Figura 27. Posició vertical i moviments del cap del primer assaig.**

Cal tenir en compte primer si el programa ha detectat somnolència o no, per analitzar aquestes dades. Per a això es fa una ullada als missatges mostrats per la finestra de comandaments. Donat que es tracta d'una mostra molt llarga, només es mostraran una porció dels valors:

“ Incorrecta col·locació de la diadema, mesures no vàlides  
 Incorrecta col·locació de la diadema, mesures no vàlides  
 Incorrecta col·locació de la diadema, mesures no vàlides  
 Incorrecta col·locació de la diadema, mesures no vàlides  
 Alerta de somnolència  
 Cap inclinat  
 Alerta de somnolència  
 Cap inclinat  
 Alerta de somnolència “

S'ha abreujat quasi totes les eixides de la finestra de comandaments ja que indicaven que les mesures no eren vàlides per haver-se donat mal contacte. Les que no ho eren han indicat somnolència.

Pot concloure's llavors que aquest assaig indica la presència de somnolència però no podria donar-se com a vàlid perquè la majoria de les mesures no ho són.

### Segon assaig

En el segon assaig realitzat les dades han estat preses mentre l'usuari es trobava utilitzant l'ordinador.

En la Figura 28 es mostren les bandes de freqüència beta i gamma de les dades enregistrades.

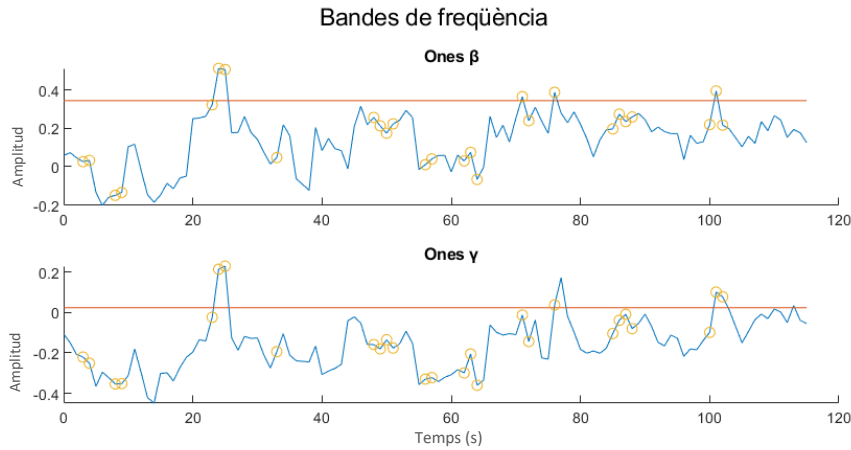


Figura 28. Bandes de freqüència beta i gamma corresponents a les dades preses en el segon assaig.

Fent una ullada als valors de les gràfiques pot observar-se que tant beta com gamma es troben quasi tota l'estona per davall del llindar establert. Per tant, ambdós senyals indiquen somnolència.

En la Figura 29 s'hi mostren els coeficients de somnolència calculats per a aquest assaig.

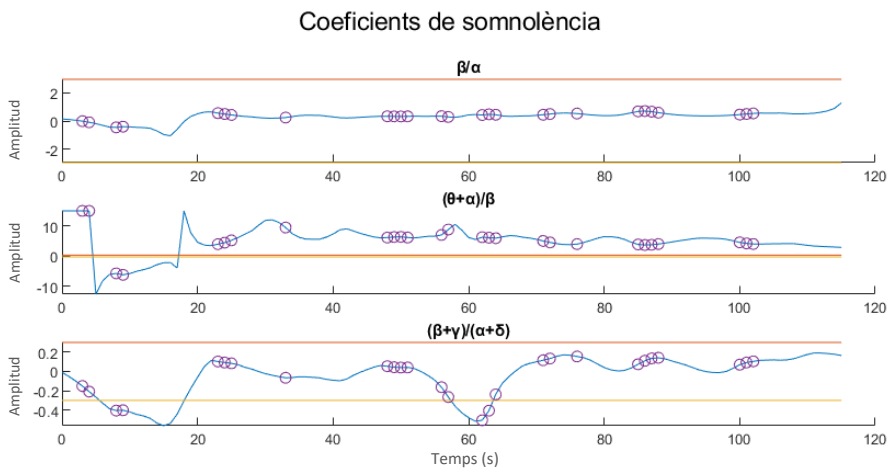


Figura 29. Coeficients de somnolència de la dona de 60 anys en el primer assaig.

Pel que respecta a  $\beta/\alpha$ , els valors d'aquest coeficient se situen entre els dos llindars tot el temps que dura la mostra. Per tant, s'indica la presència de somnolència.

En el cas de  $(\theta + \alpha)/\beta$ , els valors es mantenen pràcticament tota l'estona per damunt del llindar. En aquest cas també se suggereix la presència de somnolència.

En el tercer cas, el coeficient  $(\beta + \gamma)/(\alpha + \delta)$ , situa els seus valors entre els llindars durant quasi tota l'estona que dura la mostra. Llavors també se'n detecta somnolència.

La Figura 30 mostra les dades captades per l'acceleròmetre i el giroscopi.

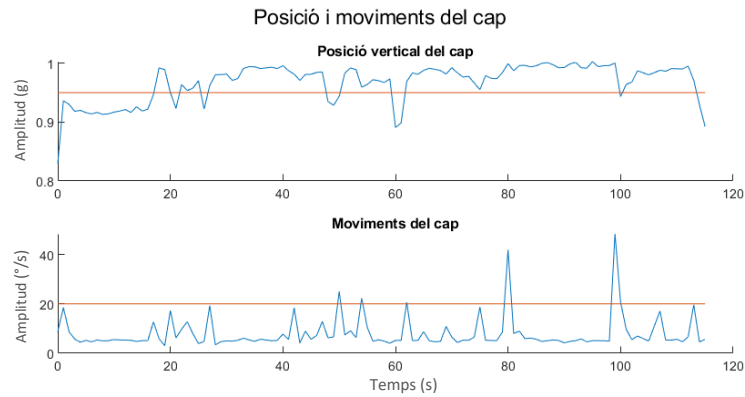


Figura 30. Posició vertical i moviments del cap del primer assaig.

Cal tenir en compte primer si el programa ha detectat somnolència o no, per analitzar aquestes dades. Per a això es fa una ullada als missatges mostrats per la finestra de comandaments. Donat que es tracta d'una mostra molt llarga, només es mostraran una porció dels valors:

“ Alerta de somnolència  
 Alerta de somnolència  
 Alerta de somnolència  
 Cap inclinat  
 Alerta de somnolència  
 Cabotada  
 Alerta de somnolència  
 Incorrecta col·locació de la diadema, mesures no vàlides  
 Alerta de somnolència  
 Alerta de somnolència “

S'han mostrat tan sols unes quantes de les eixides per la finestra de comandaments, ja el programa ha deixat clar que l'usuari es trobava somnolent en aquest assaig.

Pot concloure's, llavors, que aquest assaig indica la presència de somnolència però no podria donar-se com a vàlid perquè la majoria de les mesures no ho són.

### Tercer assaig

En el tercer assaig realitzat les dades han estat preses mentre la persona es trobava asseguda mirant un paisatge en un monitor

En la Figura 31 es mostren les bandes de freqüència beta i gamma de les dades enregistrades.

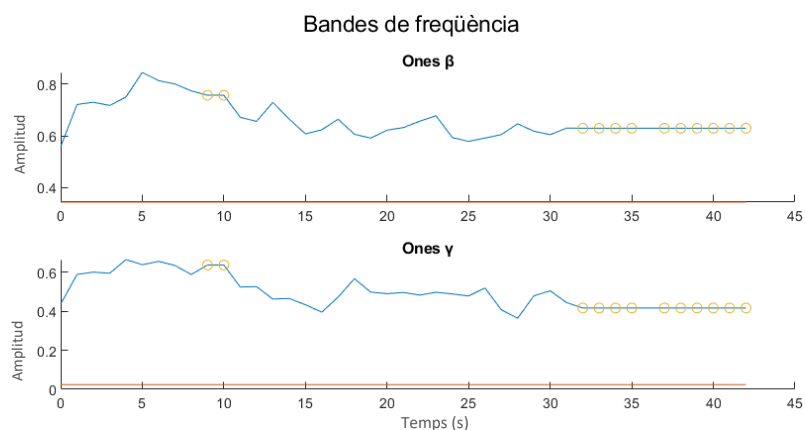


Figura 31. Bandes de freqüència beta i gamma corresponents a les dades preses en el tercer assaig.

Tant les ones beta com gamma representades en la gràfica anterior es troben per damunt d'ambdós llindars, el que suggereix un estat d'alerta en el subjecte. Per un altre costat, pot observar-se com al final de la mostra presa s'han donat una quantitat considerable de punts en els que no s'havia donat un bon contacte.

En la Figura 32 s'hi mostren els coeficients de somnolència calculats per a aquest assaig.

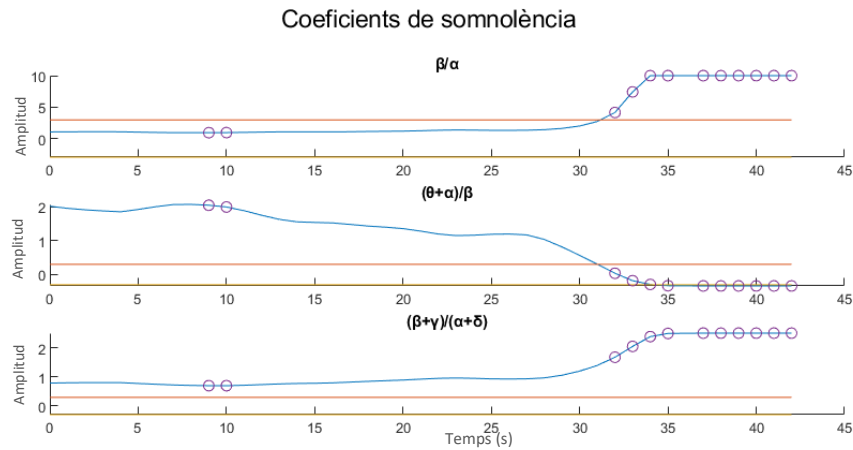


Figura 32. Coeficients de somnolència de la dona de 60 anys en el tercer assaig.

Tant  $\beta/\alpha$  com en  $(\theta + \alpha)/\beta$ , els valors d'aquests coeficient se situen respectivament entre els dos llindars i per damunt del llindar, complint en ambdós casos la condició de somnolència. Això ocorre durant quasi tot el temps que dura la mostra excepte quan comencen a donar-se els punts de mal contacte.

En el tercer cas, el coeficient  $(\beta + \gamma)/(\alpha + \delta)$ , situa els seus valors fora els llindars durant tota l'estona que dura la mostra. Llavors no se'n suggereix la somnolència en aquest indicador.

La Figura 33 mostra les dades captades per l'acceleròmetre i el giroscopi.

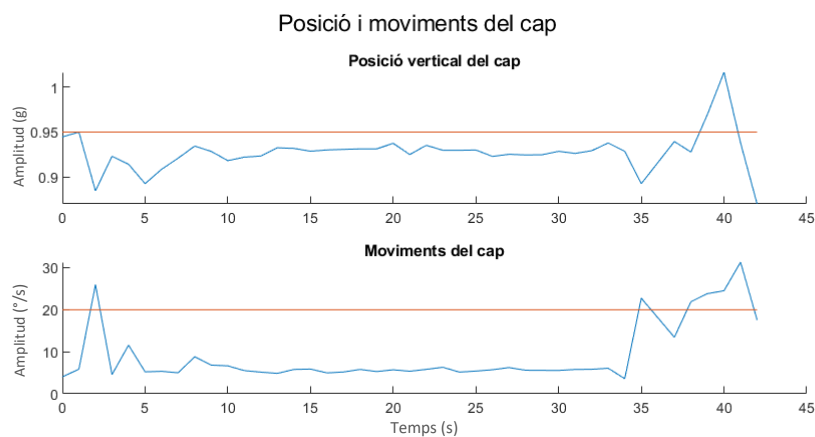


Figura 33. Posició vertical i moviments del cap del tercer assaig.

Abans d'analitzar les dades s'observen els missatges de la finestra de comandaments:

“ Incorrecta col·locació de la diadema, mesures no vàlides  
 Incorrecta col·locació de la diadema, mesures no vàlides “

En la finestra de comandaments tan sols es mostren aqueixos dos missatges. L'absència d'alertes significa precisament això, que no s'ha detectat somnolència i per tant, no s'han analitzat les dades de posició i moviment del cap.



## Conclusions

Tal i com s'ha realitzat amb el subjecte anterior, s'ha construït una taula, la Taula 3, per resumir les conclusions a les que s'han arribat en els assajos realitzats a aquest subjecte.

**Taula 3. Resultats dels assajos del segon subjecte**

Segon subjecte				
Assaig 1				
Condicions	Nivell d'exigència de l'activitat a realitzar	Mitja-baixa	Comentaris	El subjecte té determinats tics musculars involuntaris als tancar els ulls que introdueixen interferències difícils d'obviar. Han provocat també que la diadema es trobe ben col·locada.
	Somnolència	6		
	Posició	Asseguda		
Resultats	El programa a penes envia senyals d'alerta. No arriba a captar la inclinació del cap. La diadema no es trobava ben col·locada, pel que no s'ha pogut detectar.		Observacions	Degut a que la diadema no ha arribat a estar ben col·locada la major part del temps, les mesures no poden arribar a ser considerades com a vàlides
Assaig 2				
Condicions	Nivell d'exigència de l'activitat a realitzar	Alta	Comentaris	Encara que el requeriment d'atenció de l'activitat siga alt, el subjecte va expressar que es trobava cansat per realitzar-lo correctament. Els "tics" facials tornen a donar-se en aquest assaig. Dificultat per mantindre un correcte contacte de la diadema
	Somnolència	8		
	Posició	Assegut		
Resultats	El programa envia diversos senyals d'alerta. També alerta per mal contacte dels elèctrodes.		Observacions	La detecció es correcta. No obstant s'han enviat erròniament alertes per moviments bruscos.
Assaig 3				
Condicions	Nivell d'exigència de l'activitat a realitzar	Baixa	Comentaris	S'ha hagut d'acabar abans del previst l'enregistrament de les dades degut a que la diadema ha deixat de fer un contacte adequat.
	Somnolència	3		
	Posició	Asseguda		
Resultats	S'han rebut alertes per incorrecta col·locació.		Observacions	La detecció pareix ser correcta, ja que el subjecte va expressar que no es trobava somnolent. El programa ha aconseguit no detectar la somnolència inclús quan no hi ha una alta activitat cerebral.

### TERCER SUBJECTE

El tercer subjecte sobre el que s'han realitzat els assajos ha sigut una dona de 29 anys. Sobre ella s'han realitzat tres assajos: jugant un videojoc de simulació de conducció, mirant la televisió asseguda en una butaca i asseguda mirant un paisatge.

En la Figura 34 següent poden observar-se los ones de les bandes de freqüència que s'han pres com a referència per a la realització dels assajos.

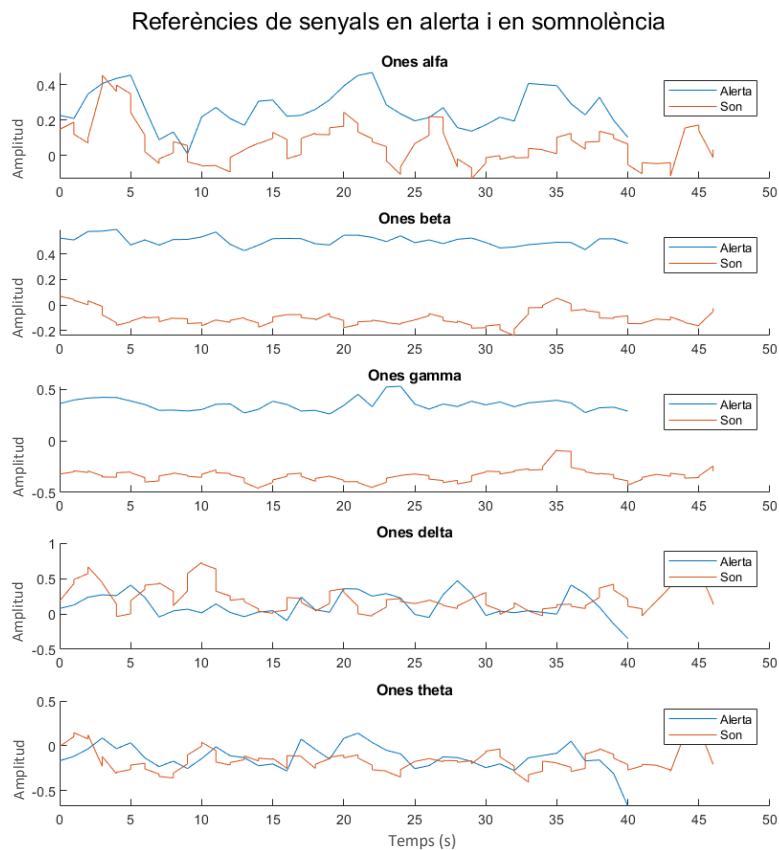


Figura 34. Gràfica comparativa de les dades referència en alerta i somnolència del tercer subjecte.

#### Primer assaig

El primer assaig s'ha realitzat mentre el subjecte d'aquest cas es trobava asseguda jugant un videojoc. Es tractava d'un videojoc exigent en el que a nivell de concentració respecta.

En la Figura 35 Figura 25 es mostren les bandes de freqüència beta i gamma de les dades enregistrades.

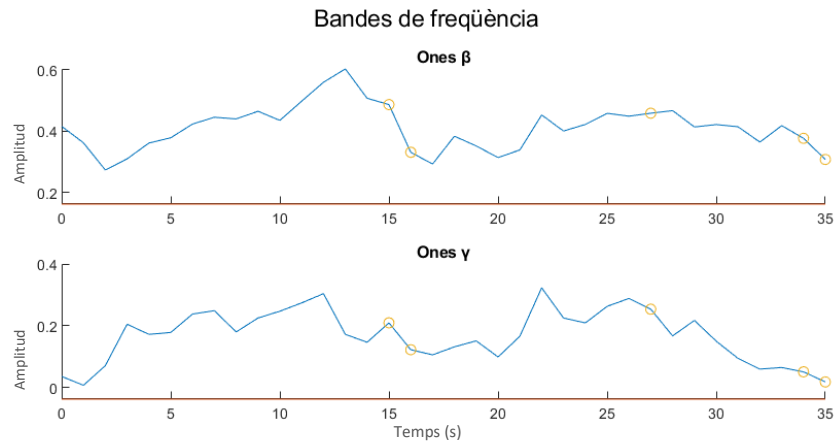


Figura 35. Bandes de freqüència beta i gamma corresponents a les dades preses en el primer assaig.

Ambdues bandes de freqüència se situen per damunt del llindar durant tota l'estona que dura l'assaig. Per tant, aquests dos indicadors no suggereixen somnolència. Per altra banda, pot observar-se com la diadema ha estat ben col·locada durant la realització de l'assaig, mostrant tan sols quatre instants en els que no s'ha donat bon contacte. El que demostra que les dades preses poden ser considerades com a fiables.

En la Figura 36 s'hi mostren els coeficients de somnolència calculats per a aquest assaig.

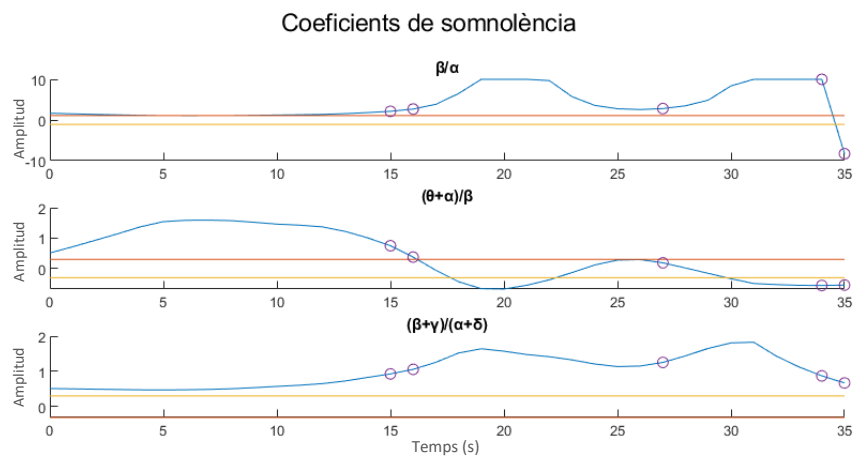
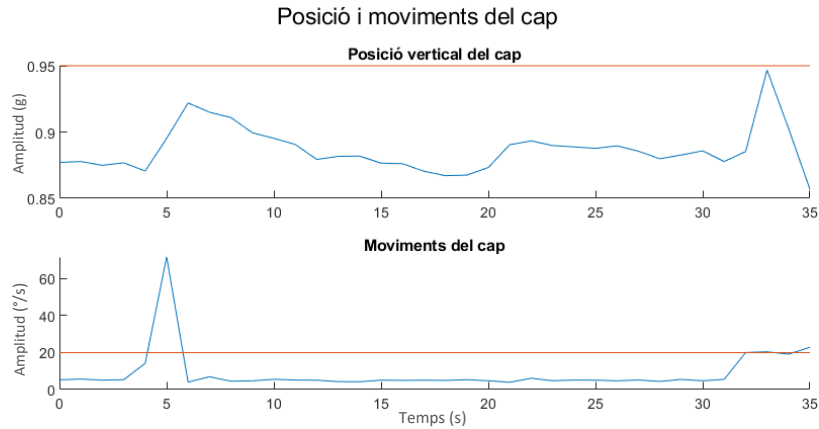


Figura 36. Coeficients de somnolència en el primer assaig.

Pel que respecta als coeficients, tan sols  $(\theta + \alpha)/\beta$  és el que suggereix la presència de somnolència durant la major part del temps que dura l'assaig. Els altres dos coeficients situen els seus valors fora dels llindars establerts.

La Figura 37 mostra les dades captades per l'acceleròmetre i el giroscopi.



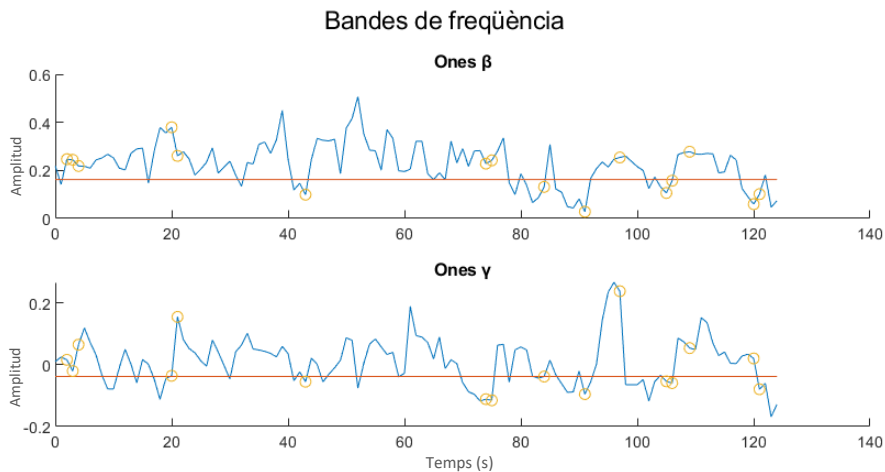
**Figura 37. Posició vertical i moviments del cap del primer assaig.**

La finestra de comandaments en aquest cas no ha enviat cap alerta per somnolència, pel que el programa no ha comprovat en cap moment ni la posició ni els moviments del cap. No obstant, si es fa una ullada a les gràfiques anteriors pot observar-se com durant tota l'estona que ha durat l'enregistrament de les dades, el subjecte ha mantingut el cap inclinat. A més, uns instants després de començar l'assaig ha realitzat un moviment bruscat del cap.

### Segon assaig

En el segon assaig la persona es trobava asseguda mirant la televisió mentre es realitzava l'enregistrament de les dades.

En la Figura 35Figura 25 es mostren les bandes de freqüència beta i gamma de les dades enregistrades.



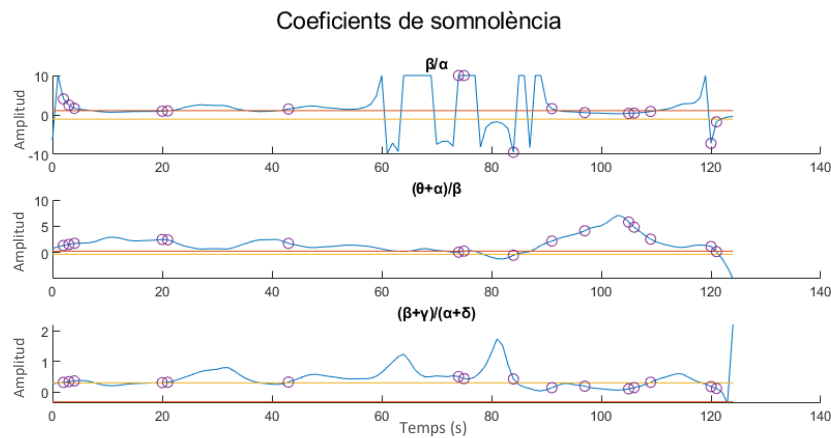
**Figura 38. Bandes de freqüència beta i gamma corresponents a les dades preses en el segon assaig.**

En les gràfiques que representen les bandes de freqüència beta i gamma que es mostren en la figura anterior por observar-se com, en general beta es troba inicialment la major part del temps per damunt del llindar. No obstant, cap al final de l'assaig el valor mitjà va disminuint i creuant més sovint aquesta línia.

Gamma, per un altre costat, mostra un valor inferior en general i creua el llindar diverses vegades durant tota l'estona.

Per tant, segons les bandes de freqüència, se suggereix la presència d'una somnolència incipient.

En la Figura 36 s'hi mostren els coeficients de somnolència calculats per a aquest assaig.



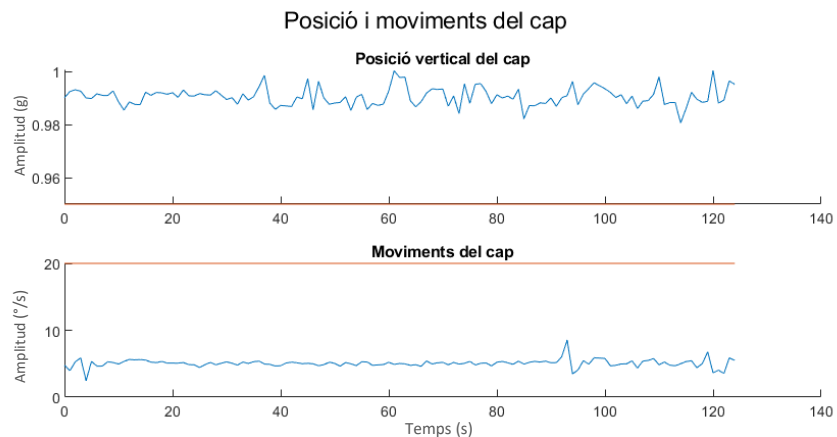
**Figura 39. Coeficients de somnolència en el segon assaig.**

Si s'observa la primera gràfica,  $\beta/\alpha$ , pot observar-se com els valors d'aquest coeficient se situen entre els dos líndars de forma sovint i intermitent.

En la segona gràfica,  $(\theta + \alpha)/\beta$ , els valors se situen fora dels líndars la major part del temps.

I en la tercera,  $(\beta + \gamma)/(\alpha + \delta)$ , s'observa que les vegades que s'ha situat entre els líndars són poques durant tota la mostra

La Figura 37 mostra les dades captades per l'acceleròmetre i el giroscopi.



**Figura 40. Posició vertical i moviments del cap del segon assaig.**

D'una ullada a la figura pot concloure's que la persona analitzada ha mantingut una posició del cap bastant estable tot el temps i tampoc ha realitzat moviments bruscos.

Per tant, tenint en ment tots els comentaris realitzats per a aquest assaig, s'observa l'eixida de missatges de la finestra de comandaments

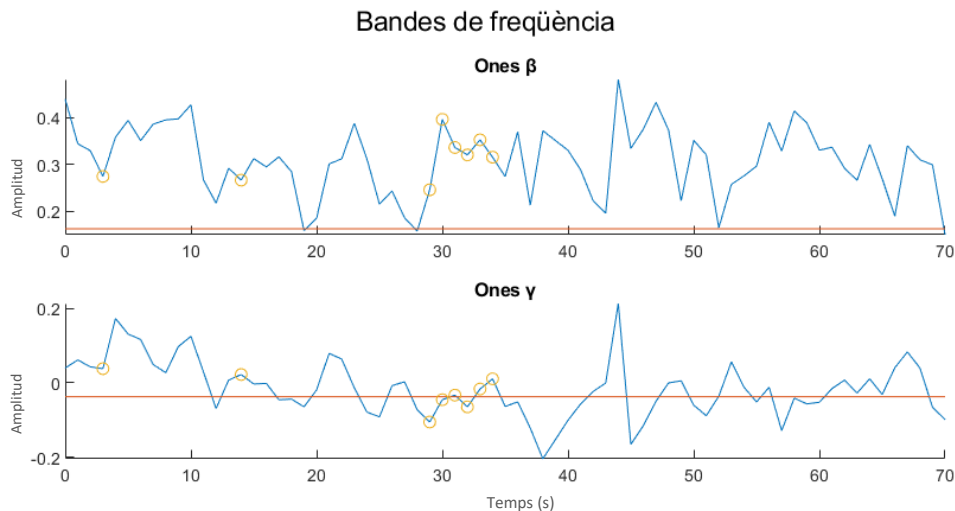
“ Alerta de somnolència  
Alerta de somnolència “

Pot concloure's, per tant, que el sistema ha determinat que el subjecte presenta somnolència.

### Tercer assaig

En el tercer assaig realitzat les dades han estat preses mentre la persona es trobava asseguda mirant un paisatge en un monitor

En la Figura 41 es mostren les bandes de freqüència beta i gamma de les dades enregistrades.

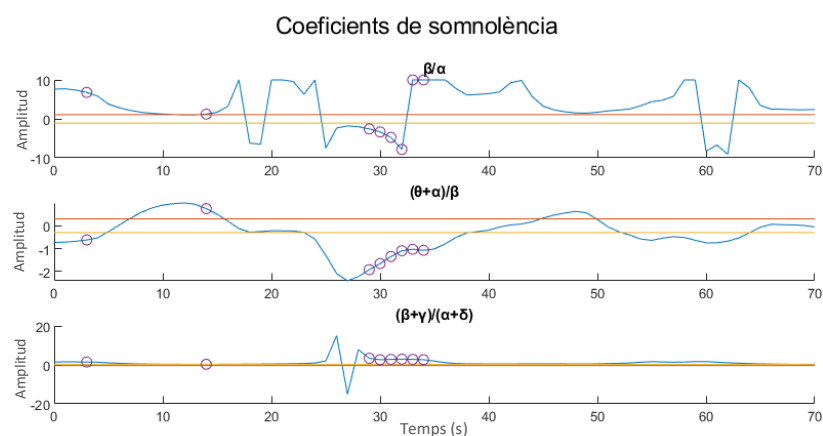


**Figura 41. Bandes de freqüència beta i gamma corresponents a les dades preses en el tercer assaig.**

En la primera gràfica de la figura es representen les dades corresponents a les ones beta. Pot observar-se com pràcticament tot el temps de l'assaig els valors es troben més amunt que el llindar. Llevat d'uns segons cap a la meitat de l'assaig, la diadema ha estat correctament col·locada, el que indica que les mesures han estat correctes.

Pel que respecta a la gràfica de gamma, en aquest cas pot observar-se com els valors no es posicionen a cap dels costats del llindar. Com en aquest projecte se'n considera que una baixada per davall del llindar es senyal de somnolència, aquest indicador s'activarà.

En la Figura 42 s'hi mostren els coeficients de somnolència calculats per a aquest assaig.



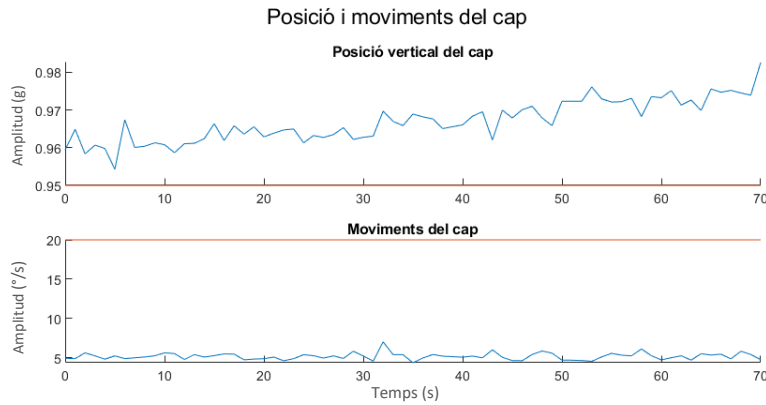
**Figura 42. Coeficients de somnolència de la dona de 29 anys en el tercer assaig.**

En la figura, en la gràfica corresponent a  $\beta/\alpha$ , pot observar-se com els valors d'aquest indicador no es troben dins de l'àrea delimitada pels llindars. Tan sols se'n situen dins en els moments en el que aquests canvien de signe. Per tant, per part d'aquest indicador no se suggereix la presència de somnolència.

En el cas de  $(\theta + \alpha)/\beta$ , al trobar-se la major part del temps fora dels llindars, al contrari del coeficient anterior, sí que se suggereix la presència de somnolència.

En el tercer cas, el coeficient  $(\beta + \gamma)/(\alpha + \delta)$ , pot apreciar-se com és en diverses ocasions que els valors semblen situar-se dins dels llindars.

La Figura 43Figura 33Figura 30 mostra les dades captades per l'acceleròmetre i el giroscopi.



**Figura 43. Posició vertical i moviments del cap del tercer assaig.**

Abans d'analitzar les dades s'observen els missatges de la finestra de comandaments:

“ Alerta de somnolència  
Cap inclinat “

En la finestra de comandaments tan sols es mostra un missatge d'alerta durant tota la estona de l'assaig. Aquesta alerta és probable que es tracte d'un fals positiu, ja que el subjecte va expressar no trobar-se cansada ni somnolenta.

Així mateix, com s'observa en la Figura 43, va mantenir una posició alçada del cap sense cap brusquedat en els moviments.

## Conclusions

Tal i com s'ha realitzat amb el subjecte anterior, s'ha construït la Taula 4, per resumir les conclusions a les que s'han arribat en els assajos realitzats a aquest subjecte.

**Taula 4. Resultats dels assajos del tercer subjecte.**

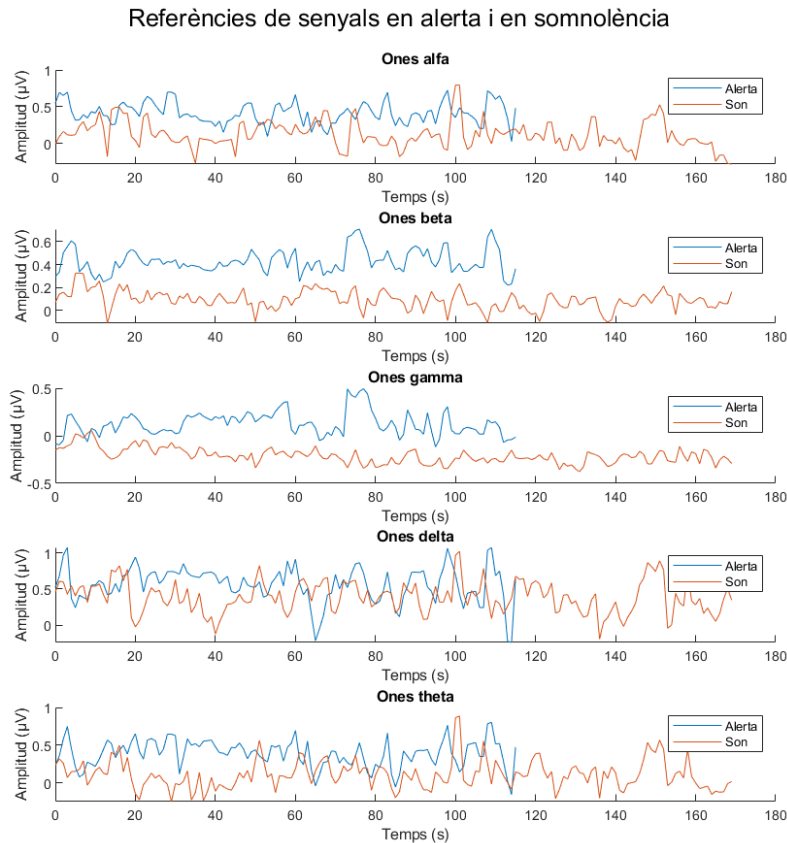
<b>Tercer subjecte</b>				
<b>Assaig 1</b>				
Condicions	Nivell d'exigència de l'activitat a realitzar	Alta	Comentaris	El subjecte es troba assegut en una butaca reclinada. S'han presentat dificultats inicialment per aconseguir un bon contacte de la diadema
	Somnolència	2		
	Posició	Asseguda		
Resultats	No s'ha detectat somnolència ni s'ha avisat de la inclinació ni dels moviments del cap. Resultats correctes.		Observacions	-
<b>Assaig 2</b>				
Condicions	Nivell d'exigència de l'activitat a realitzar	Mitja-baixa	Comentaris	
	Somnolència	7		
	Posició	Assegut		
Resultats	El programa envia diversos senyals d'alerta. Detecció correcta		Observacions	La detecció es correcta. No obstant s'observen diversos punts de mala col·locació de la diadema.
<b>Assaig 3</b>				
Condicions	Nivell d'exigència de l'activitat a realitzar	Baixa	Comentaris	El subjecte ha expressat avorriment durant la realització de l'assaig
	Somnolència	3		
	Posició	Asseguda		
Resultats	Dos senyals d'alerta de somnolència.		Observacions	Els senyals no corresponen a un estat de somnolència, no obstant és probable que estiguen relacionats amb l'avorriment expressat pel subjecte



## QUART SUBJECTE

El quart subjecte al que s'ha sotmès als assajos ha sigut una dona de 24 anys. Els tres assajos han sigut: en un simulador de conducció, llegint un article i asseguda mirant un paisatge.

En la Figura 44 següent poden observar-se los ones de les bandes de freqüència que s'han pres com a referència per a la realització dels assajos.

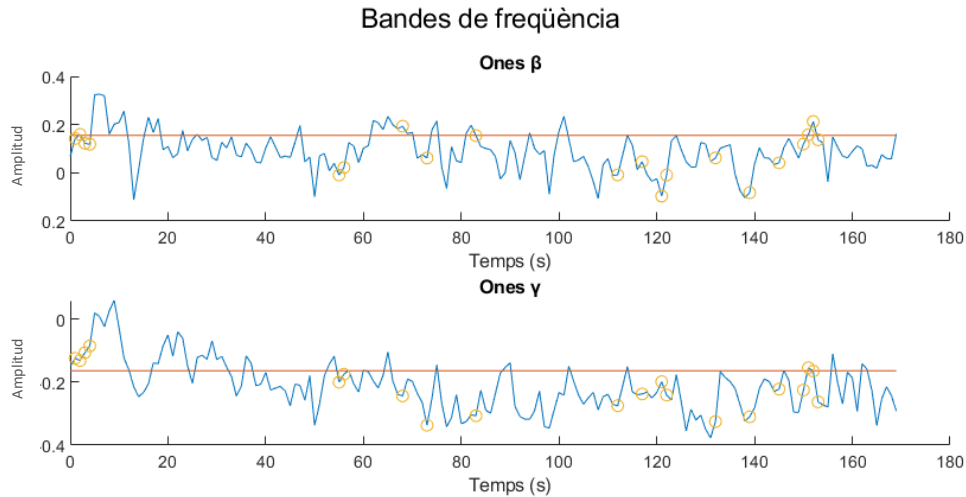


**Figura 44. Gràfica comparativa de les dades referència en alerta i somnolència del quart subjecte.**

### Primer assaig

El primer assaig del que s'han enregistrat les dades del quart subjecte s'ha realitzat mentre el subjecte es trobava jugant a una simulació de conducció en carretera.

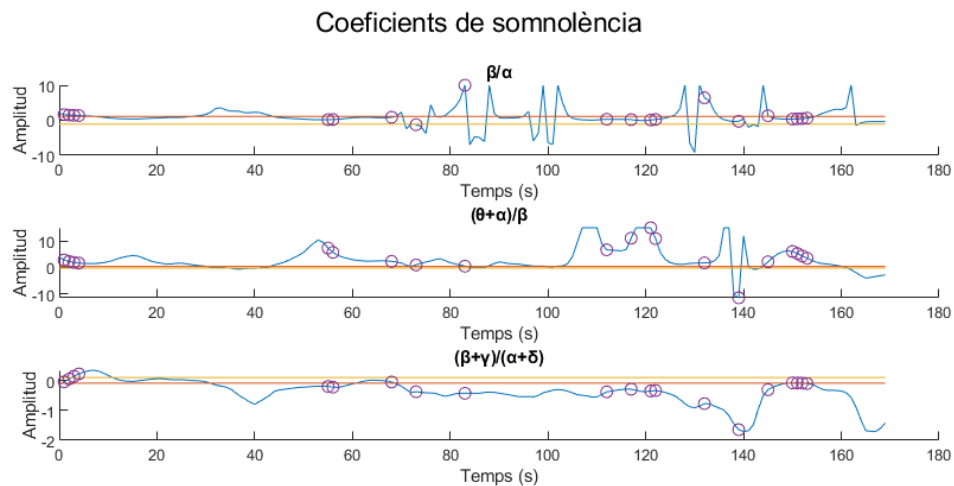
En la Figura 45 es mostren les bandes de freqüència beta i  $\gamma$  de les dades enregistrades.



**Figura 45. Bandes de freqüència beta i gamma corresponents a les dades preses en el primer assaig.**

En les dues gràfiques pot observar-se que en general han hagut diversos punts en els que la diadema no ha estat ben col·locada. Així mateix les ones es troben la major part del temps per davall dels llindars, el que indica somnolència.

En la Figura 46 s'hi mostren els coeficients de somnolència calculats per a aquest assaig.



**Figura 46. Coeficients de somnolència en el primer assaig.**

En el cas de  $\beta/\alpha$  pot observar-se com és en diversos intervals que els valors es troben dins de l'àrea delimitada pels llindars.

Pel que respecta al coeficients  $(\theta + \alpha)/\beta$  és el que suggereix la presència de somnolència durant la major part del temps que dura l'assaig.

En el cas del tercer coeficient, pot observar-se que també situa els valors dins de l'àrea però són significativament més curts que en els dos casos anteriors. No obstant, és també un indicador de somnolència.

La Figura 47 mostra les dades captades per l'acceleròmetre i el giroscopi.

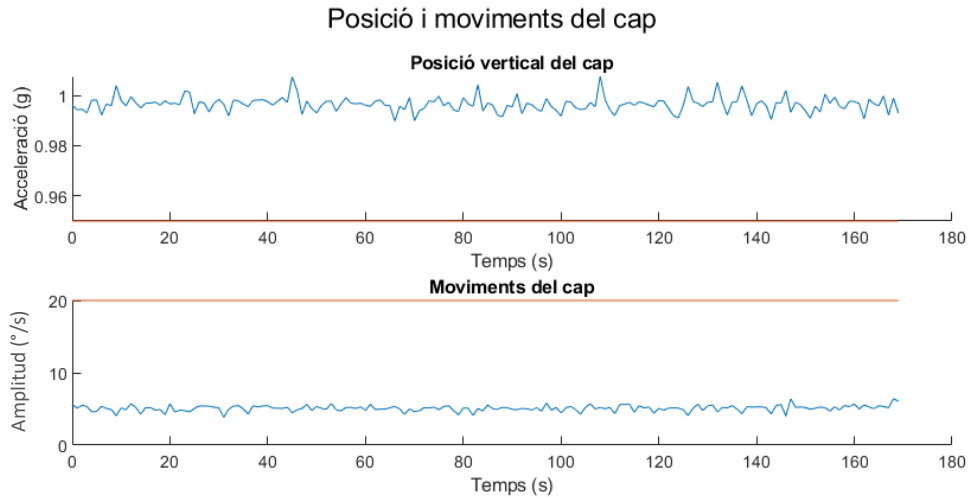


Figura 47. Posició vertical i moviments del cap del primer assaig.

La finestra de comandaments en aquest cas ha enviat diverses alertes de somnolència, així com diverses alertes per una mala col·locació de la diadema.

“..Alerta de somnolència  
Alerta de somnolència  
Alerta de somnolència  
Alerta de somnolència  
Incorrecta col·locació de la diadema, mesures no vàlides..”

No han hagut alertes per la posició del cap ni tampoc per moviments bruscos, la qual cosa ha estat correcta, tal i com pot observar-se en les gràfiques de la Figura 47

**Segon assaig**

En el segon assaig la persona es trobava asseguda mirant la televisió mentre es realitzava l'enregistrament de les dades.

En la Figura 48Figura 25 es mostren les bandes de freqüència beta i gamma de les dades enregistrades.

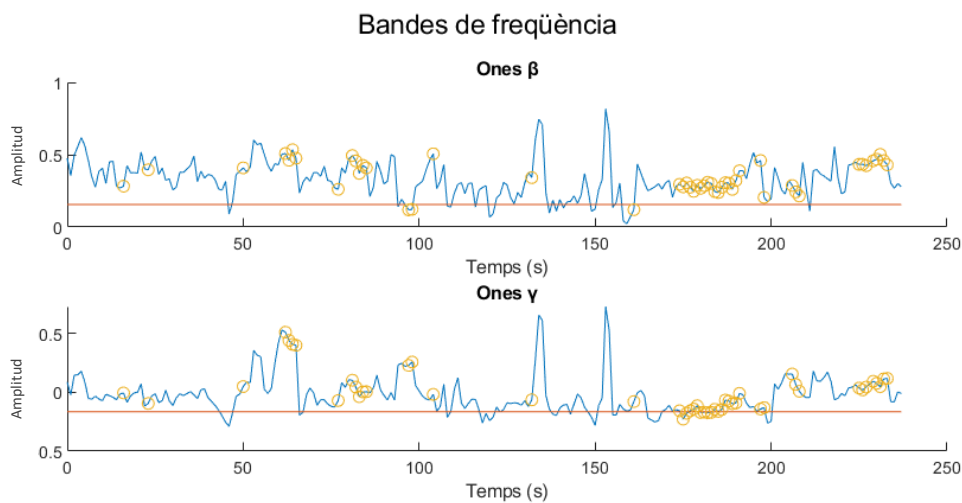


Figura 48. Bandes de freqüència beta i gamma corresponents a les dades preses en el segon assaig.

De les dues gràfiques de la figura anterior poden treure's dues conclusions importants. La primera relacionada amb la correcta col·locació de la diadema i la segona respecte a la posició

de les ones respecte als llindars. S'observa que, durant l'assaig han hagut diversos intervals en els que la diadema no ha estat correctament col·locada, el que ha influït en les lectures i la detecció.

Pel que respecta als valors de les ones, ambdues han presentat moments en els que han creuat per davall del llindar, el que resulta un índex de somnolència.

En la Figura 49 s'hi mostren els coeficients de somnolència calculats per a aquest assaig.

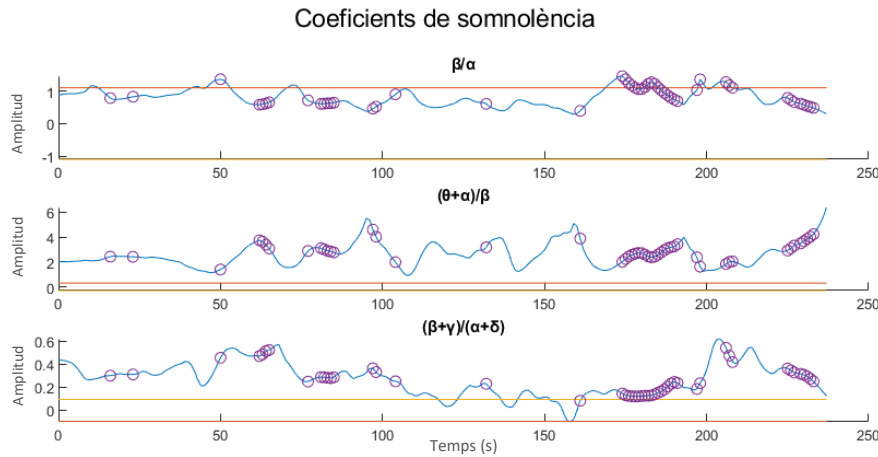


Figura 49. Coeficients de somnolència en el segon assaig.

Si s'observa la primera gràfica,  $\beta/\alpha$ , pot observar-se com els valors d'aquest coeficient se situen entre els dos llindars de forma sovint i intermitent.

En la segona gràfica,  $(\theta + \alpha)/\beta$ , els valors se situen fora dels llindars la major part del temps.

I en la tercera,  $(\beta + \gamma)/(\alpha + \delta)$ , s'observa que les vegades que s'ha situat entre els llindars són poques durant tota la mostra

La Figura 50 mostra les dades captades per l'acceleròmetre i el giroscopi.

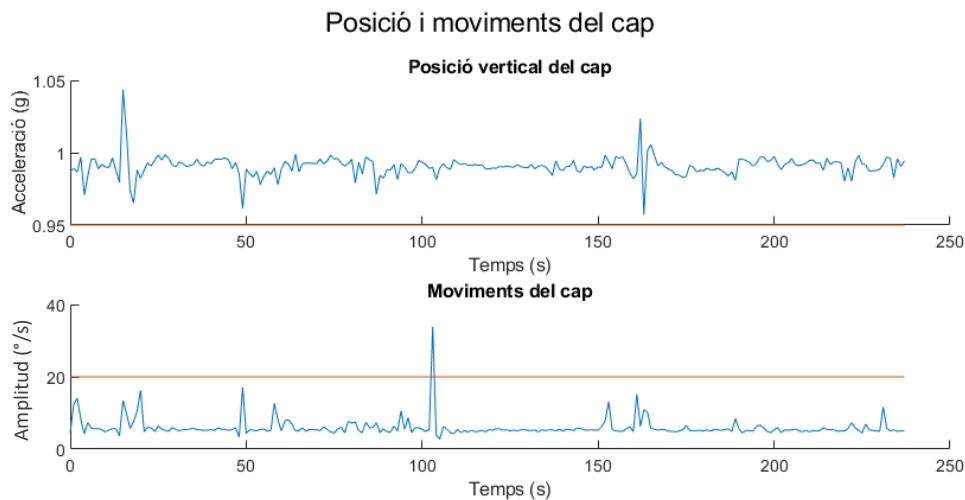


Figura 50. Posició vertical i moviments del cap del segon assaig.

D'una ullada a la figura pot concloure's que la persona analitzada ha mantingut una posició del cap bastant estable tot el temps i tampoc ha realitzat moviments bruscos.

Per tant, tenint en ment tots els comentaris realitzats per a aquest assaig, s'observa l'eixida de missatges de la finestra de comandaments

“ Alerta de somnolència  
Alerta de somnolència “

Pot concloure's, per tant, que el sistema ha determinat que el subjecte presenta somnolència.

### Tercer assaig

En el tercer assaig realitzat les dades han estat preses mentre la persona es trobava asseguda mirant un paisatge en un monitor

En la Figura 51 es mostren les bandes de freqüència beta i gamma de les dades enregistrades.

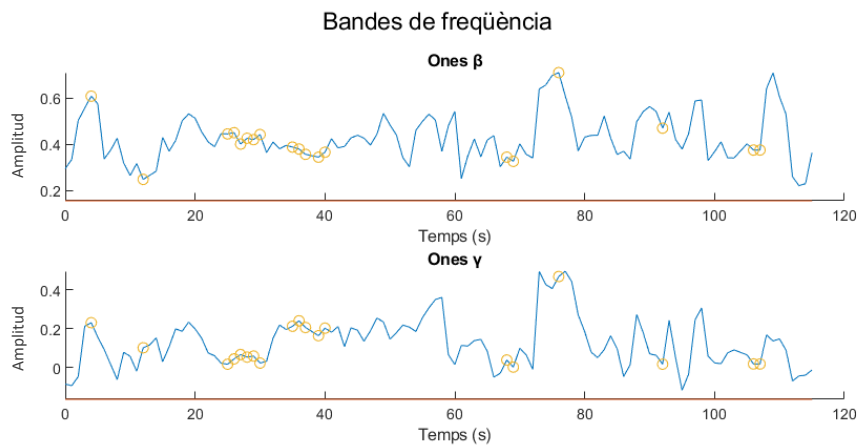


Figura 51. Bandes de freqüència beta i gamma corresponents a les dades preses en el tercer assaig.

En la primera gràfica de la figura es representen les dades corresponents a les ones beta. Pot observar-se com durant tota la estona que ha durat l'assaig els valors s'han trobat per damunt del llindar. També s'observa que han hagut intervals en els que el contacte no ha estat correcte.

Pel que respecta a la gràfica de gamma, aquesta també situa tots els seus valors per damunt del llindar, el que no suggereix somnolència.

En la Figura 52 s'hi mostren els coeficients de somnolència calculats per a aquest assaig.

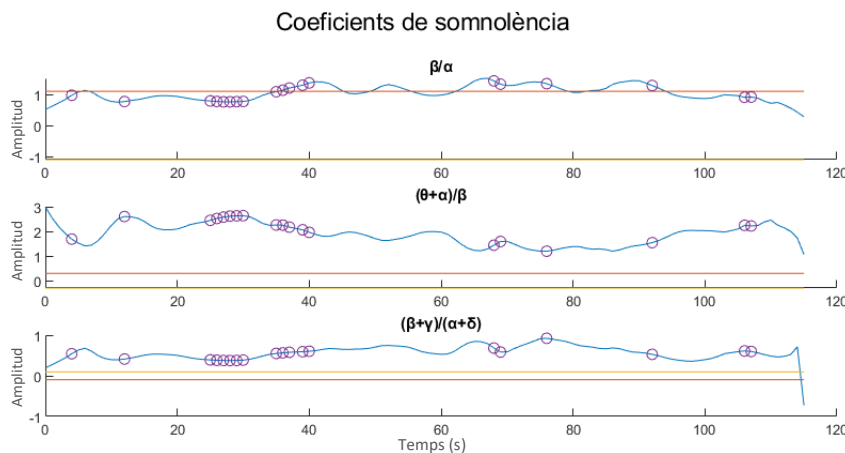


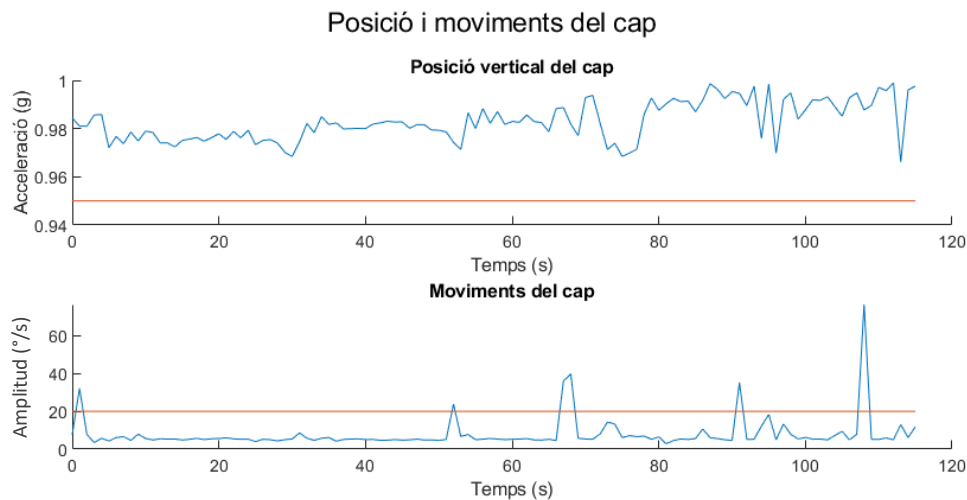
Figura 52. Coeficients de somnolència de la dona de 29 anys en el tercer assaig.

En la figura, en la gràfica corresponent a  $\beta/\alpha$ , pot observar-se com els valors se situen per davall del llindar gran part del temps que dura la prova.

En el cas de  $(\theta + \alpha)/\beta$ , els valors es troben fora dels llindars tota l'estona, el que indica somnolència.

En el tercer cas, el coeficient  $(\beta + \gamma)/(\alpha + \delta)$ , al contrari que els dos anteriors no indica somnolència, ja que no es troba entre els dos llindars.

La Figura 53 mostra les dades captades per l'acceleròmetre i el giroscopi.



Abans d'analitzar les dades s'observen els missatges de la finestra de comandaments:

“ Incorrecta col·locació de la diadema, mesures no vàlides “

En la finestra de comandaments tan sols es mostra un missatge d'alerta durant tota la estona de l'assaig. Aquesta alerta és probable que es tracte d'un fals positiu, ja que el subjecte va expressar no trobar-se cansada ni somnolenta.

Així mateix, com s'observa en la Figura 43, va mantenir una posició alçada del cap sense cap brusquedat en els moviments.

## Conclusions

Tal i com s'ha realitzat amb el subjecte anterior, s'ha construït la Taula 5, per resumir les conclusions a les que s'han arribat en els assajos realitzats a aquest subjecte.

**Taula 5. Resultats dels assajos del quart subjecte.**

<b>Quart subjecte</b>				
<b>Assaig 1</b>				
Condicions	Nivell d'exigència de l'activitat a realitzar	Alta	Comentaris	
	Somnolència	8		
	Posició	Asseguda		
Resultats	Detecció correcta de somnolència		Observacions	S'han enviat diverses alertes per mal contacte, no obstant la detecció ha sigut correcta
<b>Assaig 2</b>				
Condicions	Nivell d'exigència de l'activitat a realitzar	Mitja-baixa	Comentaris	El subjecte no va expressar especial somnolència durant la realització del assaig
	Somnolència	5		
	Posició	Assegut		
Resultats	Alerta de somnolència. Possible error en la detecció.		Observacions	El subjecte pot haver subestimat l'estat de somnolència en el qual es trobava, el que pot haver sigut la causa de 'l'error'
<b>Assaig 3</b>				
Condicions	Nivell d'exigència de l'activitat a realitzar	Baixa	Comentaris	El subjecte va expressar un lleuger avorriment durant la prova.
	Somnolència	4		
	Posició	Asseguda		
Resultats	No s'hi detecta somnolència		Observacions	Malgrat l'avís per la col·locació dolenta de la diadema, la detecció ha sigut correcta

## CONCLUSIONS DELS ASSAJOS

En aquest apartat es comenten breument les conclusions a les quals s'han arribat una vegada analitzats els resultats dels assajos. D'aquesta forma poden extraure's conclusions sobre les característiques interpersonals dels resultats, i com el sistema s'ha comportat.

L'observació més remarcable ha estat donada pels resultats del segon subjecte, la dona de 60 anys. La dificultat que ha portat aquest cas ha sigut deguda a la gran quantitat d'interferències de caràcter electromiogràfic que causaven els moviments de la cara. Aquests gestos involuntaris han entorpit en gran manera els assajos i han provocat una desconfiança sobre la validesa dels senyals de referència presos. Han sigut els errors en les deteccions els que han portat a qüestionar la validesa d'aquests.

S'han donat també diversos casos en els quals malgrat no mostrar avís de somnolència, alguns indicadors sí que n'hi apuntaven a la seua presència. Aquests casos han estat diferenciats dels que tots els indicadors mostraven que el subjecte es trobava alerta en el grau de somnolència que mostraren al començament de la prova. D'aquesta manera, nivells més baixos de somnolència presentaven un menor nombre d'indicadors positius.

Per a la resta de subjectes pot concloure's que la detecció ha estat correcta. No obstant, el fet de no comptar amb una escala objectiva per a mesurar el grau de somnolència en la qual es troben els subjectes complica la determinació dels errors. És a dir, es necessitaria determinar clarament l'estat inicial del subjecte per poder determinar amb absoluta certesa el correcte funcionament del sistema.

El principal factor de diferenciació que hi ha hagut entre els subjectes ha sigut, a part dels gestos facials, la facilitat per mantenir un bon contacte de la diadema. S'ha esmentat en diverses ocasions durant els comentaris dels assajos, una correcta col·locació resulta vital per a obtenir unes lectures fiables. És per eixe motiu que, en els subjectes en els quals hi ha hagut més facilitat per col·locar-la correctament, les deteccions han tingut menys errors.



## **CAPÍTOL 6. CONCLUSIONS I TREBALLS FUTURS**

En aquest capítol s'exposen les conclusions extretes dels coneixements i experiències adquirides per la realització d'aquest projecte, així com dels assajos realitzats.

### **CONCLUSIONS**

Una vegada arribada a la recta final del desenvolupament d'aquest projecte, i rere la finalització de la implementació del sistema, cal realitzar una revisió dels criteris plantejats al començament d'aquest document (vegeu l'apartat Criteris d'èxit del projecte). D'aquesta forma es pretén quantificar de forma qualitativa l'èxit d'aquest projecte.

#### **Criteris d'èxit**

El primer i més important criteri que es plantejava inicialment era la detecció correcta de la somnolència amb un percentatge reduït d'error. Pot afirmar-se que aquest objectiu ha estat satisfactòriament assolit. Els principals errors en les deteccions han estat causats per diversos factors fàcilment evitables, i per tant, que han tingut una solució relativament senzilla.

Un d'ells, i tal vegada el principal, ha estat associat a la dificultat que presentava la diadema a aconseguir estar correctament acoblada la major part del temps. Com ja s'ha comentat durant els resultats, aquest tema ha suposat un problema que ha alentit tot el procés, ja que ha multiplicat els temps necessaris per a la presa de dades. Ha suposat també que s'ha hagut de comprovar manualment cadascun dels arxius de dades per tal de verificar que eren dades vàlides.

Un altre, associat també a l'anterior, ha estat donat perquè les dades de referència que s'han pres no eren correctes o vàlides. Sembla una obvietat, però s'ha observat que quan s'utilitzen dades de referència que no eren del tot encertades, l'algoritme no era capaç de detectar correctament l'estat en què es trobava el subjecte corresponent. Això ha ocorregut en diverses ocasions durant la realització de les proves preliminars en el desenvolupament de l'algoritme. Per tant, els errors deguts a aquest factor han estat donats per dades de referència que no corresponien al subjecte en qüestió o que no eren vàlides per raons diverses.

Amb el que ha estat esmentat anteriorment es fa referència també al segon criteri que es planteja, que és que el sistema tinga la capacitat per detectar la somnolència en diverses persones. Es considera aquest també aconseguit de forma satisfactòria.

Es plantejava inicialment també com un dels criteris que funcionaren altres indicadors plantejats. Aquests han sigut la detecció de moviments bruscos del cap i el monitoratge de la

posició del cap. Aquests dos relacionats amb els sensors d'acceleració de la diadema, però amb creuament de dades sobre l'estat de l'activitat cerebral del subjecte.

Existeix, no obstant, la problemàtica associada al fet que el sistema està pensat per funcionar en un vehicle en moviment. Això significa que les dades de l'acceleròmetre i del giroscopi poden veure's afectades pel moviment del vehicle i que es produïsquen interferències en les deteccions. Aquest problema és fàcilment corregible amb la instal·lació d'un segon acceleròmetre, bé de Arduino o bé del mateix Matlab.

### **Conclusions addicionals**

Una vegada acabat aquest projecte pot parar-se atenció a l'enriquidora quantitat de coneixements nous adquirits gràcies a ell.

Aquest projecte ha permès l'estudi d'un nou camp de coneixements que no s'hauria vist d'una altra forma, a causa de la seua complexitat. L'estudi de l'activitat cerebral i els diferents mètodes emprats per a captar-la i processar-la, així com la seua posterior interpretació, resulta un tema fascinant del qual s'han extret coneixements valuosos.

D'altra banda, ha resultat enriquidor treballar en un projecte que potser permeta ajudar a l'objectiu de reduir la quantitat d'accidents a les carreteres, problema que afecta a tota la població i que és responsabilitat de tots contribuir.

Aquesta adaptació mostra com la tecnologia avançada pot ser reutilitzada amb finalitats diferents de les seues concepcions inicials. L'aplicació d'aquesta eina comercial s'inscriu en la frontera de la recerca en el camp de la somnolència, amb la possibilitat de tenir un impacte substancial en la millora de la comprensió i l'abordatge d'aquesta rellevant condició fisiològica. En definitiva, aquest projecte es troba dins d'un àmbit emergent i fascinant de la ciència i la tecnologia, amb el potencial d'aportar avantatges considerables a la nostra societat en diverses àrees.

En definitiva, pot considerar-se que els resultats han estat satisfactoris i que s'ha aconseguit implementar un sistema capaç de detectar la somnolència correctament i que, a més incorpora característiques que no havien estat plantejades inicialment. No obstant, cal recordar que no s'ha pogut superar el repte inicial de la detecció en temps real.

### **PROJECTES FUTURS**

Amb l'experiència i coneixements adquirits al realitzar aquest projecte es plantegen una sèrie d'enfocaments per a millorar i ampliar el sistema existent. Un dels punts clau és l'actualització del dispositiu de captació de dades. La incorporació d'un dispositiu més modern, amb una ergonomia millorada i una millor adaptabilitat al cap de l'usuari és essencial. Això permetria una captació de dades més fiable i precisa. La falta d'un bon acoblament al cap dels subjectes ha suposat en ocasions una dificultat significativa durant la recopilació de dades.

Un dels objectius principals que s'haguera desitjat poder implementar en aquest projecte inicialment és la implementació del sistema amb l'adquisició de les dades en temps real. La disponibilitat d'un dispositiu més modern pot solucionar aquesta limitació actual, permetent la monitoratge contínuu de l'estat del conductor mentre està al volant.

Es considera fonamental la realització d'un major nombre de proves en general. Aquesta ampliació implica involucrar a més participants i la recopilació d'un volum significativament més gran de dades. Això incrementaria la base de dades i milloraria la robustesa del sistema en la detecció de somnolència en diferents contextos i amb persones diverses.

Per assegurar la fiabilitat i la validesa de les deteccions, es proposa incorporar en el sistema un programa de visió que valide l'estat de somnolència dels subjectes de cara a la presa de les dades de referència. Aquest sistema objectiu servirà com a marc per a millorar la personalització de les deteccions en funció de les característiques individuals de l'usuari, augmentant la precisió i la sensibilitat del sistema.

Finalment, s'esbrina la possibilitat de millorar l'algoritme de detecció, potser mitjançant l'ús de xarxes neuronals. Aquest enfocament podria millorar significativament la capacitat del sistema per identificar patrons subtils d'activitat cerebral associats a la somnolència, augmentant encara més la seua eficàcia en la prevenció d'accidents relacionats amb la son. No obstant, aquest desenvolupament d'un nou algoritme requeriria una quantitat de dades enorme a causa de les característiques dels algoritmes d'aquest tipus.

## CAPÍTOL 7: BIBLIOGRAFIA

1. **Delgado, Mariel.** Las muertes en accidentes de tráfico caen en España casi un 80% en 20 años. *El País*. [En línia] [Data: 2 / Agosto / 2023.] <https://elpais.com/espana/2023-08-02/las-muertes-en-accidentes-de-trafico-caen-en-espana-casi-un-80-en-20-anos.html>.
2. **Ministerio para la Transición Ecológica y el Reto Demográfico.** ¿Cómo nos movemos? *Carpeta informativa del CENEAM*. [En línia] Ministerio para la Transición Ecológica y el Reto Demográfico. [Data: 1 / agost / 2023.] <https://www.miteco.gob.es/es/ceneam/carpeta-informativa-del-ceneam/novedades/como-nos-movemos.html>.
3. **DGT.** Sistemas avanzados de ayuda a la conducción (ADAS). *WWW.DGT.ES*. [En línia] [Data: 7 / juliol / 2023.] <https://www.dgt.es/muevete-con-seguridad/conviertete-en-un-buen-conductor/Sistemas-avanzados-de-ayuda-a-la-conduccion-ADAS/-..>
4. **Asensio, Fede.** Detector de fatiga y sueño. Así funcionan los sistemas ADAS de ayuda a la conducción. *Revista DGT*. [En línia] 2 / agost / 2023. <https://revista.dgt.es/es/motor/tecnologia-seguridad/2021/0317-Como-functiona-ADA-detector-fatiga.shtml>.
5. **Garcés, María Agustina, et al.** Sistemas de detección de somnolencia en conductores: inicio, desarrollo y futuro. *Revista Ingeniería y Región*. 2015.
6. **Mayo Clinic.** EEG (electroencefalogram). [En línia] 2022. [Data: 9 / juliol / 2023.] <https://www.mayoclinic.org/tests-procedures/eeg/about/pac-20393875..>
7. **Top Doctors.** Electroencefalograma: qué es, síntomas y tratamiento. [En línia] 2023. [Data: 20 / juliol / 2023.] <https://www.topdoctors.es/diccionario-medico/electroencefalograma>.
8. **MedlinePlus Medical Encyclopedia.** EEG. [En línia] Disponible en: <https://medlineplus.gov/ency/article/003931.htm..>
9. *Processing and spectral analysis of the raw EEG signal from the MindWave.* **Sařabun, Wojciech.** 10.12915/pe.2014.02.44, 2014, *Przegląd Elektrotechniczny*, Vol. 90.169-174.
10. **Neuro Health.** Brainwaves, the language. *Neuro Health*. [En línia] [Data: 13 / agost / 2023.] <https://nhahealth.com/brainwaves-the-language/>.
11. **Interaxon.** [En línia] 20 / julio / 2023. <https://choosemuse.com/blogs/news/a-deep-dive-into-brainwaves-brainwave-frequencies-explained-2/>.
12. **Muse™ EEG-Powered Meditation & Sleep Headband.** *Muse: the brain sensing headband Store with Worldwide Shipping*. [En línia] 2023. [Data: 15 / juliol / 2023.] <https://choosemuse.com/>.

13. **IFE Experiential Classroom.** Muse 2 Headband Specifications (Neuronal Tracking). [En línia] [Data: 30 / agost / 2023.] [https://ifellhdh.tec.mx/sites/g/files/vgjovo1101/files/Muse\\_2\\_Specifications.pdf](https://ifellhdh.tec.mx/sites/g/files/vgjovo1101/files/Muse_2_Specifications.pdf).
14. **Mathworks.** Sobre nosotros. *MATLAB & Simulink*. [En línia] [Data: 17 / julio / 2023.] [https://es.mathworks.com/company.html?s\\_tid=hp\\_ff\\_a\\_company..](https://es.mathworks.com/company.html?s_tid=hp_ff_a_company..)
15. **Google Play.** Mind Monitor - Apps on Google Play. [En línia] [Data: 2023 / juliol / 25.] <https://play.google.com/store/apps/details?id=com.sonicPenguins.museMonitor..>
16. **Clutterbuck, James.** FAQ. *Mind Monitor*. [En línia] [Data: 20 / juliol / 2023.] <https://mind-monitor.com/FAQ.php>.
17. *Electroencephalographic study of drowsiness in simulated driving with sleep deprivation.* **Hong J., Eoh, Min K., Chung i Kim, Seong.** 4, s.l.: International Journal of Industrial Ergonomics, 2005, Vol. 35. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2004.09.006..>
18. *Using EEG spectral components to assess algorithms.* **Jap, Budi Thomas, et al.** 2009, ELSEVIER, p. 36.
19. *Automated drowsiness detection through wavelet packet analysis of a single EEG channel.* **Thiago L.T. da Silveira, Alice J. Kozakevicius, Cesar R. Rodrigues.** 2016, Expert Systems with Applications, Vol. 55, p. 559-565. 0957-4174.
20. **World Health Organization.** The top 10 causes of death. *World Health Organization*. [En línia] 9 / desembre / 2020. [Data: 5 / agost / 2023.] <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/the-top-10-causes-of-death>.
21. **Zhang, Libo, et al.** Demystifying signal processing techniques to extract task-related EEG responses for psychologists. *Brain Science Advances*. 2020.
22. **Protokol.** MIDI logging, OSC monitoring, and more... *hexler.net*. [En línia] [Data: 27 / juliol / 2023.] <https://hexler.net/protokol>.



UNIVERSITAT  
POLITÈCNICA  
DE VALÈNCIA



ESCOLA TÈCNICA  
SUPERIOR ENGINYERIA  
INDUSTRIAL VALÈNCIA

---

# IMPLEMENTACIÓ D'UN SISTEMA DE DETECCIÓ DE LA SOMNOLÈNCIA EN LA CONDUCCIÓ AMB L'ADQUISICIÓ DE SENYALS EEG MITJANÇANT UN DISPOSITIU PORTÀTIL DE BAIX COST

---

DOCUMENT II: PRESSUPOST

# PRESSUPOST

## INTRODUCCIÓ

A continuació es realitzarà un desglossament general dels diferents costos presents en l'execució d'aquest projecte per tal de valorar-lo econòmicament.

Els costos considerats són els corresponents a costos de recursos materials, relatius a l'equipament utilitzat així com de llicències de programaris necessaris, de recursos humans pel temps dedicat al processament de les dades i al desenvolupament i supervisió del sistema.

## AMORTITZACIONS D'EQUIPAMENT

Aquest apartat mostra el cost d'amortització dels diferents equipaments utilitzats per a la realització d'aquest projecte incloent el seu cost unitari en hores.

Taula 6. Referències de preus de les amortitzacions d'equipament

Referència	Unitats	Descripció	Valor d'adquisició	Valor residual	Hores d'amortització	Cost unitari
M.MH	h	Muse headband 2016	199,00 €	50,00 €	26280	0,008 €
M.OP	h	Ordinador portàtil ASUS	805,26 €	200,00 €	43800	0,018 €
M.DM	h	Dispositiu mòbil	240,00 €	100,00 €	3	0,009 €

## PREUS ELEMENTALS

Aquest apartat mostra un desglossament dels costos dels diferents recursos actors que han intervingut en la realització d'aquest projecte. Associats a recursos humans i recursos materials.

## Mà d'obra

Taula 7. Referències de preus de la mà d'obra

Referència	Unitats	Descripció	Cost unitari
MO.EE	h	Enginyer industrial	21,30 €

L'enginyer industrial ha realitzat les tasques de revisió bibliogràfica, adquisició i processament de les dades, programació i anàlisi dels resultats. Així mateix ha realitzat el desenvolupament i redacció del present document.

## Programaris

A continuació es mostren els costos associats a les llicències dels programaris utilitzats en el transcurs d'aquest projecte.

Totes les llicències han sigut adquirides en la pàgina web oficial del desenvolupador i per tant el preu que es mostra es el corresponent a l'any 2023.

**Taula 8. Referències de preus dels programaris**

Referència	Unitats	Descripció	Cost unitari
MP.MT	u	Matlab Home	119,00 €
MP.MM	u	Mind Monitor	16,99 €
MP.MO	mes	Microsoft Office 365	7,00 €

Tant la llicència de Matlab com l'aplicació mòbil Mind Monitor son adquisicions úniques, es a dir que no requereixen d'una subscripció temporal. Tanmateix, Microsoft Office es una subscripció mensual, per tant es comptarà com a cost d'aquest projecte el temps d'utilització d'aquesta ferramenta en el desenvolupament del mateix.

### Mitjans auxiliars

**Taula 9. Referències de preus dels costos directes i indirectes**

Referència	Unitats	Descripció	Valor
M.CD	%	Costos directes complementaris	2%
M.CI	%	Costos indirectes	1%

## PREUS UNITARIS I MESURAMENTS

### Mà d'obra

**Taula 10. Costos de la mà d'obra**

Referència	Unitats	Descripció	Preu	Quantitat	Parcial
MO.EE	h	Enginyer industrial	21,30 €	280	5.964,00 €
<b>Preu total:</b>					<b>5.964,00 €</b>

### Equipament

**Taula 11. Costos de l'equipament**

Referència	Unitats	Descripció	Preu	Quantitat	Parcial
0.0M.MH	h	Muse headband 2016	0,008 €	60	0,48 €
M.OP	h	Ordinador portàtil ASUS	0,018 €	310	5,58 €
M.DM	h	Dispositiu mòbil	0,009 €	60	0,54 €
<b>Preu total:</b>					<b>6,60 €</b>

### Programaris

**Taula 12. Costos dels programaris**

Referència	Unitats	Descripció	Preu	Quantitat	Parcial
MP.MT	u	Matlab Home	119,00 €	1	119,00 €
MP.MM	u	Mind Monitor	16,99 €	1	16,99 €
<b>Preu total:</b>					<b>135,99 €</b>



**Mitjans auxiliars**
**Taula 13. Costos dels mitjans auxiliars**

<b>Descripció</b>	<b>Preu</b>
Total de programaris del projecte	135,99 €
Total d'amortització d'equipament	6,60 €
Total de mà d'obra	5.964,00 €
	<b>Cost total: 6.106,59 €</b>
Costos directes complementaris (2%)	122,13 €
Costos indirectes (1%)	61,06 €
	<b>Pressupost d'execució material: 6.289,79 €</b>

**TOTAL**
**Taula 14. Costos totals d'execució del projecte**

<b>Descripció</b>	<b>Preu</b>
Total de components del projecte	135,99 €
Total d'amortització d'equipament	6,60 €
Total de mà d'obra	5.964,00 €
	<b>Cost total: 6.106,59 €</b>
Costos directes complementaris (2%)	122,13 €
Costos indirectes (1%)	61,06 €
	<b>Pressupost d'execució material: 6.289,79 €</b>
Pressupost d'execució material	6.289,79 €
Despeses generals (12%)	754,77 €
Benefici industrial (10%)	628,97 €
	<b>Pressupost total d'execució: 7.673,73 €</b>
IVA (21%)	1.611,48 €
	<b>Pressupost base de licitació: 9.285,22 €</b>

Després de comptabilitzar les despeses generals i el benefici industrial i aplicar l'IVA corresponent a l'any 2023 del 21%, el pressupost base de licitació d'aquest projecte ascendeix a NOU MIL DOS-CENTS HUITANTA CINQ EUROS AMB VINT-I-DOS CÈNTIMS.



UNIVERSITAT  
POLITÈCNICA  
DE VALÈNCIA



ESCOLA TÈCNICA  
SUPERIOR ENGINYERIA  
INDUSTRIAL VALÈNCIA

---

# IMPLEMENTACIÓ D'UN SISTEMA DE DETECCIÓ DE LA SOMNOLÈNCIA EN LA CONDUCCIÓ AMB L'ADQUISICIÓ DE SENYALS EEG MITJANÇANT UN DISPOSITIU PORTÀTIL DE BAIX COST

---

DOCUMENT III: ANNEXOS

# **ANNEX I: RELACIÓ DEL TREBALL REALITZAT AMB ELS OBJECTIUS DE DESENVOLUPAMENT SOSTENIBLE (ODS) DE L'AGENDA 2030**

## **INTRODUCCIÓ I OBJECTIUS**

En el present annex d'aquest document es farà un anàlisi sobre la relació del treball realitzat amb els Objectius de Desenvolupament Sostenible (ODS) de l'agenda 2030 europea.

L'objectiu d'aquesta memòria es mostrar la relació existent entre el sistema desenvolupat i implementat amb els ODS. Serà per tant objectiu en els posteriors apartats l'avaluació de la contribució del projecte a les ODS.

## **RELACIÓ DEL TREBALL REALITZAT AMB ELS ODS**

**Taula 15. Grau de contribució als Objectius de Desenvolupament Sostenibles de l'agenda 2030 europea.**

Objectius de Desenvolupament Sostenibles	Alto	Mitjà	Baix	No Procedeix
ODS 1. Fi de la pobresa.				X
ODS 2. Fam zero.				X
ODS 3. Salut i benestar.	X			
ODS 4. Educació de qualitat.				X
ODS 5. Igualtat de gènere.			X	
ODS 6. Aigua neta i sanejament.				X
ODS 7. Energia assequible i no contaminant.				X
ODS 8. Treball decent i creixement econòmic.				X
ODS 9. Indústria, innovació i infraestructures.	X			
ODS 10. Reducció de les desigualtats.		X		
ODS 11. Ciutats i comunitats sostenibles.				X
ODS 12. Producció i consum responsables.				X
ODS 13. Acció pel clima.				X
ODS 14. Vida submarina.				X
ODS 15. Vida d'ecosistemes terrestres.				X
ODS 16. Pau, justícia i institucions sòlides.				X
ODS 17. Aliances per assolir objectius.				X

## **DESCRIPCIÓ DE L'ALINEACIÓ DEL PROJECTE AMB ELS ODS QUE TENEN UNA RELACIÓ DE MÉS ALTA**

En aquest apartat es descriu de forma més detallada el grau d'alineació que té el projecte amb els ODS amb els que té més relació.

- ODS 3. Salut i benestar:  
Es tracta d'un sistema que contribueix de forma activa a la reducció d'accidents de tràfic, i conseqüentment, a la reducció de les morts i lesions.
- ODS 5. Igualtat de gènere:  
El sistema ha estat assajat tant en dones com en homes, i a més ha estat dissenyat per ser adaptat a les condicions individuals de cada subjecte, independentment de quines siguin les seues condicions.
- ODS 9. Indústria, innovació i infraestructures:  
El projecte tracta una tecnologia innovadora que no és molt utilitzada en el context d'aquest projecte.
- ODS 10. Reducció de les desigualtats: Actualment els sistemes de detecció de la somnolència durant la conducció més avançats es troben implementats en vehicles d'alta gamma. El baix cost d'aquest sistema pretén que pugui ser instal·lat en tots els vehicles.