



UNIVERSITAT DE
BARCELONA

Facultat de Física
Departament d'Electrònica

Memòria per optar al títol de doctor per la Universitat de Barcelona
DOCTORAT EN ENGINYERIA I TECNOLOGIES AVANÇADES

DETECCIÓ D'ESTATS INADEQUATS PER LA CONDUCCIÓ D'UN VEHICLE A PARTIR DE LA DEGRADACIÓ DEL CONTROL DINÀMIC

Per Ariadna Bartra Cisa

Director i tutor: Santiago Marco Colás

Barcelona, octubre 2015

Agraïments

Voldria expressar la meva gratitud i reconeixement a tots aquells que, amb la seva ajuda i col·laboració, han contribuït a la realització d'aquesta tesi.

En primer lloc, vull agrair al Dr. Santiago Marco ser el director de la meva tesi i la seva orientació durant aquests anys. També li estic agraïda per la seva pacient revisió i els seus valuosos suggeriments que han contribuït a la millora d'aquest estudi.

També vull donar les gràcies a Ficosa per l'oportunitat de realitzar aquesta tesi i permetre'm aportar el meu gra de sorra a la millora de la seguretat vial. Especialment agraeixo als companys del "P10" la seva ajuda i els bons moments compartits des que vam embarcar en aquest projecte el 2008.

La meva gratitud als companys del "P8" Ana, Didier, Pablo, Antonio i Javi, així com a en Toni, per les seves aportacions, idees i entusiasme durant el projecte. Ha estat un plaer treballar amb vosaltres. Gràcies també a la resta de col·legues de l'IBEC pel bon ambient de treball i la vostra ajuda sempre que l'he necessitada.

Moltes gràcies a les institucions i centres tan diversos que han participat en el projecte, especialment a aquells amb qui he treballat més directament (IBV, UAH, UZ, UPC i UB), així com als diferents departaments de Ficosa que han col·laborat en aspectes tan diversos com el muntatge del cotxe, el disseny de l'HMI, les proves amb la placa...

A la meva família i amics, moltes gràcies pel vostre suport ara i sempre. Mil gràcies a l'Anaïs i a en Pedro que m'han ajudat tantíssim en aquest darrer tram de la tesi, de manera absolutament incansable i generosa.

Finalment, agrair a totes aquelles persones no esmentades que, d'una manera o altra, han contribuït en l'elaboració d'aquest treball.

Moltes gràcies a tots!

Resum

Una de les principals causes d'accidents d'automòbil és l'estat inadequat del conductor. Diversos estudis situen entre el 16% i el 30% el nombre d'accidents de trànsit relacionats amb el cansament, fatiga, somnolència i estats similars. Per aquest motiu una de les prioritats actuals de grups de recerca i empreses automotrius és el desenvolupament de sistemes capaços de detectar somnolència i/o estats inadequats en conductors.

Els diversos mètodes existents per detectar somnolència poden agrupar-se en quatre grans grups: subjectius, fisiològics, visuals i de conducció. Els primers, basats en avaluacions subjectives, presenten una baixa fiabilitat si el conductor és el seu propi avaluador i el seu ús en vehicle no és viable si l'avaluador és extern. Els sistemes basats en informació fisiològica tenen una major fiabilitat però requereixen l'ús de dispositius específics per part del conductor (casc amb elèctrodes, sensors d'activitat cardíaca, banda respiratòria, etc.). Aquest fet és molest pels usuaris i, mentre no es desenvolupi un sensor sense contacte fiable, limita la utilització d'aquests sistemes a conductors professionals d'alt risc (conductors de llargues distàncies, de mercaderies perilloses, etc.). El tercer grup, en canvi, és totalment transparent a l'usuari i analitza, a partir del processat d'imatges, l'atenció del conductor en funció del seu comportament ocular. En condicions de bona il·luminació presenten molts bons resultats, mentre que les il·luminacions irregulars els són problemàtiques, així com l'ús d'ulleres de sol. Finalment, el quart grup de detectors està format per aquells que es basen en l'anàlisi de la conducció del vehicle, els quals són també transparents per l'usuari. La majoria d'aquests detectors estan desenvolupats en simuladors, sense tenir en compte la complexitat d'un entorn real.

En aquesta tesi és presentat un sistema per a vehicles reals que estima l'estat del conductor a partir d'una avaluació de la qualitat de la conducció i de la seva interacció amb el vehicle. Partim de la hipòtesi que aquesta qualitat es degrada amb la fatiga i la somnolència. El sistema estudia els senyals disponibles a la xarxa de comunicacions del vehicle (bus CAN) i, opcionalment, les dades proporcionades per una càmera frontal amb un programari específic per la detecció de línies de carril.

Per validar la nostra hipòtesi inicial s'han realitzat assajos en simulador amb subjectes privats del son. Les dades obtingudes han estat analitzades i en elles s'han identificat les

característiques de la conducció més significatives en somnolència. A continuació s'han dut a terme diferents assajos en vehicle real, en els que s'ha pogut observar un important increment de la complexitat de l'entorn. Per això, en el desenvolupament del detector hem hagut de centrar gran part dels esforços en evitar les falses alarmes. A part dels tres grans mòduls que generen penalitzacions (basats en la posició en el carril, els moviments de volant i les correccions brusques), es presenten a la tesi diversos mòduls centrats en identificar determinades situacions i condicions en la conducció a partir dels que es modula dinàmicament la sensibilitat del sistema.

Els resultats obtinguts mostren la possibilitat de detectar estats no aptes mitjançant el control dinàmic del vehicle, sempre i quant aquests es vegin reflectits en la conducció. El sistema final pot treballar exclusivament amb les dades del CAN, tot i que l'adició d'una càmera frontal incrementa la qualitat de la informació d'entrada del sistema. Està optimitzat per treballar en microcontroladors de vehicle, complint amb restriccions temporals i computacionals així com satisfent les principals normatives automotrius.

Acrònims

- ADAS:** Advanced Driver Assistance Systems o sistemes avançats d'assistència al conductor.
- CAN:** Controller Area Network o bus de comunicacions intern de vehicle.
- EEG:** electroencefalograma.
- ECG:** electrocardiograma.
- EOG:** electrooculograma.
- EMG:** electromiograma.
- FIR:** Finite Impulse Response filter o filtre de resposta impulsional finita.
- HRV:** Heart Rate Variability o variabilitat del ritme cardíac.
- k-NN:** k-Nearest Neighbours, o k veïns més propers.
- LDA:** Linear Discriminant Analysis o anàlisi discriminant lineal.
- PERCLOS:** PERcentage of eye CLOSure o percentatge de tancament d'ulls.
- PLSDA:** Partial Least Squares-Discriminant Analysis o anàlisi discriminant de quadrats mínims parcials.
- SFFS:** Sequential Floating Forward Selection o selecció seqüencial flotant cap endavant.

Sumari

1	INTRODUCCIÓ.....	1
1.1	CONDUCCIÓ I SOMNOLÈNCIA	1
1.2	EFACTES DE LA SOMNOLÈNCIA EN LA CONDUCCIÓ.....	3
1.3	CAUSES DE SOMNOLÈNCIA EN CONDUCTORS	4
1.4	MÈTODES PER DETECTAR LA SOMNOLÈNCIA.....	4
1.5	BIBLIOGRAFIA	5
2	MÈTODES DE DETECCIÓ DE SOMNOLÈNCIA EN CONDUCTORS.....	7
2.1	AVALUACIONS SUBJECTIVES	9
2.2	VARIABLES BIOMÈDIQUES	12
2.2.1	<i>Activitat cerebral</i>	13
2.2.2	<i>Activitat cardíaca</i>	19
2.2.3	<i>Activitat respiratòria</i>	22
2.2.4	<i>Activitat ocular</i>	24
2.2.5	<i>Activitat muscular</i>	27
2.2.6	<i>Altres variables biomèdiques</i>	29
2.3	ANÀLISI DE L'ACTIVITAT OCULAR AMB CÀMERA.....	31
2.3.1	<i>Paràmetres d'interès</i>	32
2.3.2	<i>Sistemes desenvolupats</i>	32
2.4	ANÀLISI DE LA CONDUCCIÓ.....	34
2.4.1	<i>Moviments de volant</i>	35
2.4.2	<i>Posició en el carril</i>	39
2.5	SISTEMES COMBINATS	42
2.6	AVALUACIÓ DE LA SOMNOLÈNCIA	44
2.6.1	<i>Variables de referència</i>	44
2.6.2	<i>Finestra temporal</i>	46
2.6.3	<i>Conclusions</i>	46
2.7	DISCUSSIÓ	46
2.8	BIBLIOGRAFIA	48
3	OBJECTIUS	57

4	ASSAJOS	59
4.1	ASSAJOS EN SIMULADOR	59
4.1.1	<i>Laboratori</i>	60
4.1.2	<i>Subjectes</i>	60
4.1.3	<i>Procediment</i>	63
4.1.4	<i>Dades enregistrades</i>	63
4.2	ASSAJOS EN VEHICLE REAL	70
4.2.1	<i>Assajos controlats tipus I</i>	70
4.2.2	<i>Assajos controlats tipus II</i>	77
4.2.3	<i>Assajos parcialment controlats i no controlats</i>	81
4.2.4	<i>Assajos d'activitat</i>	85
4.3	ASSAJOS EXTERNES.....	86
4.3.1	<i>Assajos externs I</i>	86
4.3.2	<i>Assajos externs II</i>	87
4.4	BIBLIOGRAFIA	88
5	RESULTATS (protegit).....	89
6	CONCLUSIONS I TREBALL FUTUR.....	177
6.1	CONCLUSIONS	177
6.2	TREBALL FUTUR.....	179

1 Introducció

1.1 Conducció i somnolència

Actualment la seguretat vial representa una greu preocupació en la societat. L'any 2011 a l'estat espanyol, amb més de 22 milions de vehicles en circulació, es van produir 83.027 accidents amb víctimes; en ells, 603 persones van perdre-hi la vida i 81.334 hi van resultar ferides [DGT 10]. Als Estats Units, amb gairebé sis vegades més vehicles, el nombre de morts va ser de 32.367 i el de ferits superior als dos milions [UNECE 11]. Són xifres esfereïdores, però si es comparen amb els gairebé 7.000 i 44.750 morts que hi va haver a l'estat espanyol i als Estats Units respectivament l'any 1990 [UNECE 04], podem veure com gràcies a la innovació i a la suma de diferents esforços és possible reduir el nombre de víctimes de forma significativa.

Governos i diferents organismes estatals són i han estat actors importants en la lluita per la reducció del nombre de sinistres, ja sigui millorant les infraestructures, endurint el codi de circulació o promovent una major educació vial. També la indústria automotriu ha fet grans aportacions a aquesta reducció, tals com van ser en el seu moment el desenvolupament del cinturó de seguretat o de l'airbag (i la seva posterior obligatorietat promoguda pels governs). La seva alta capacitat innovadora l'ha duta a ser una de les indústries que evoluciona més ràpidament i a crear vehicles cada cop més fiables, més eficients, menys contaminants i, sobretot, més segurs. Actualment una part important dels seus recursos en recerca els dedica al desenvolupament de sistemes avançats d'assistència al conductor

(ADAS, de les seves sigles en anglès *Advanced Driver Assistance Systems*). La funció dels sistemes ADAS és automatitzar, adaptar o millorar sistemes de seguretat del vehicle, alertant al conductor de possibles problemes o arribant fins i tot a prendre el control de l'automòbil en cas necessari. En són exemples els sistemes de visió nocturna, de detecció de punts cecs, d'ajuda a l'aparcament, d'advertència d'abandonament del carril o de fre d'emergència en cas d'una col·lisió imminent, entre d'altres (Figura 1-1).

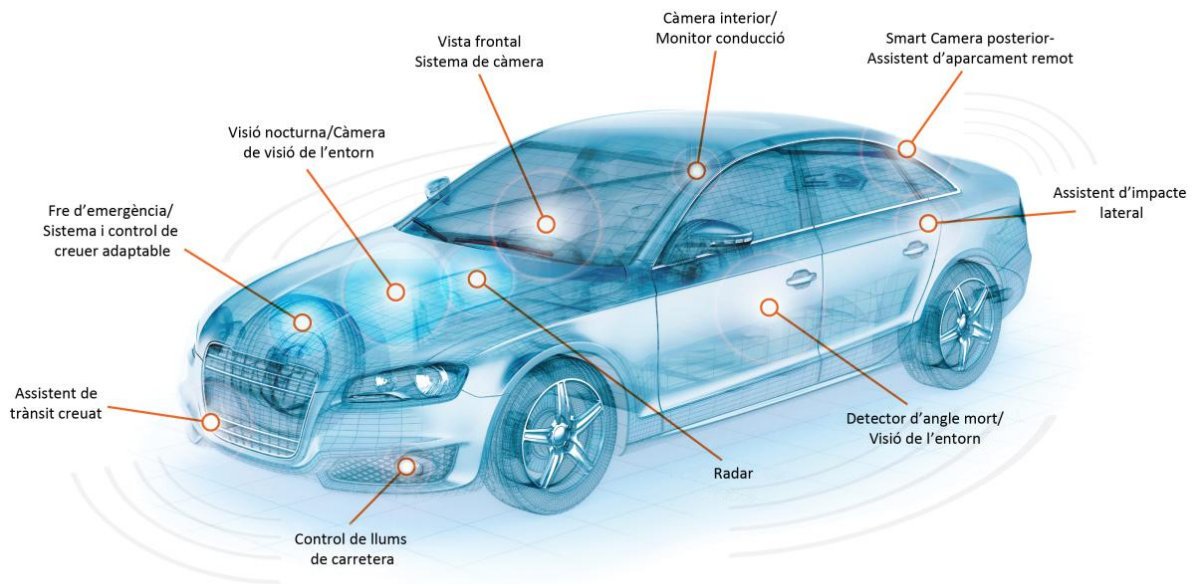


Figura 1-1. Sistemes ADAS dels que pot estar equipat un vehicle. Font: imatge traduïda de [Freescale].

Aquests avenços i millores dels últims anys han fet que en l'actualitat la causa principal de la majoria d'accidents recaigui en el propi conductor, ja per errors comesos conscientment (imprudències) o involuntàriament (pèrdues d'atenció). A aquest segon grup hi pertanyen la somnolència i la distracció, causes recurrents en molts accidents de trànsit. Saber el nombre exacte d'accidents que ocasionen no és simple, ja que a diferència de la conducció imprudent o sota els efectes de l'alcohol no existeix cap prova que permeti decidir amb objectivitat si la somnolència va ser la responsable d'un accident mortal. És per això que per determinar-ho s'ha d'indagar en les circumstàncies de l'accident, tals com l'hora en que es va produir, el nombre d'ocupants del vehicle, la densitat de la carretera, la trajectòria abans de col·lidir... Tenint en compte aquestes dades, diversos estudis situen entre el 16% i el 30% el nombre d'accidents de trànsit causats per la somnolència [NCSDR/NHTSA 98] [Horne 99] [Rey de Castro Mujica 09].

1.2 Efectes de la somnolència en la conducció

La somnolència és un estat intermedi entre la vigília i el son. Representa una alteració en els nivells de consciència i de percepció del conductor. Afecta els seus processos psicofisiològics bàsics, a la vegada que causa una reducció de l'alerta i del rendiment. Tots aquests canvis poden resultar en la pèrdua de l'estat d'alerta, crucial per una conducció segura.

Els termes “somnolència” i “fatiga” s'utilitzen àmpliament com a sinònims per referir-se a la somnolència que resulta dels processos neurobiològics que regulen els ritmes del son i la necessitat de dormir [Knipling 94]. Encara que el terme somnolència té una definició més precisa que la fatiga [Dinges 95], el terme fatiga és àmpliament utilitzat per indicar la influència dels períodes de temps dedicats a una tasca, la reducció del descans i el no poder mantenir un cert nivell d'atenció [Stern 94]. Aquests aspectes de la fatiga es superposen extensivament amb la somnolència i el seu efecte sobre el rendiment. Per aquest motiu en la present tesi emprarem aquests termes de manera gairebé sinònima, considerant la fatiga el pas previ a la somnolència.

La capacitat d'atenció d'un conductor fatigat o amb somnolència disminueix progressivament, fet que causa deteriorament en la seva conducció, una tendència a retirar-se mentalment de la tasca de conduir, l'increment del temps de reacció, errors en la presa de decisions, etc. A més, en aquestes condicions existeix un gran risc d'aparició de microsons, els quals poden tenir conseqüències fatals [Furman 09]. Un microson és un episodi temporal de son amb una durada que pot oscil·lar entre una fracció de segon i mig minut. Els estímuls externs no són percebuts per l'individu, que perd la consciència i la recupera posteriorment en el breu interval de temps indicat. El microson correspon a canvis bruscos entre els estats de vigília i el son associats amb la somnolència diürna excessiva, la conducta automàtica i un cansament extrem. En termes de comportament, els instants previs a un microson es manifesten amb ulls caiguts, tancaments lents de parpella i capcinejos. [Poudel 12]

Cal destacar que l'aparició de la fatiga i el minvament del processament cognitiu que duu associada no és una decisió conscient, planificada, sinó un procés mental semi-autònom del qual els conductors no en són plenament conscients [Schmidt 09]. Aquest és un factor que incrementa considerablement la perillositat de la somnolència en la conducció, ja que la disminució de la capacitat de judici del propi conductor sobre el seu estat fa que es senti falsament segur i capaç per conduir [Moller 06], posant en risc la seva pròpia vida, la dels seus passatgers i la dels altres usuaris de la via. Habitualment, els accidents causats per la fatiga estan associats a una alta sinistralitat, ja que la capacitat de resposta del conductor per realitzar maniobres evasives davant d'una col·lisió imminent està greument reduïda [NCSDR/NHTSA 98].

1.3 Causes de somnolència en conductors

Tot el que passa al cos humà guarda un equilibri; si aquest equilibri falla, l'organisme tractarà per tots els medis tornar-lo a recuperar. Quan se li priva de son temporalment o parcialment, l'organisme respon amb un augment de la necessitat de descansar en els dies posteriors a aquesta privació. El cos tractarà per tots els medis de conservar el seu equilibri recuperant allò del que ha estat privat, causant un estat de fatiga o somnolència a l'individu. Juntament amb el nombre d'hores i la qualitat del descans, els ritmes circadians es troben també entre els principals factors que intervenen en l'aparició de somnolència. Es tracta d'uns cicles biològics que segueixen un patró diari pel qual les persones tendeixen a mantenir-se despertes durant el dia i dormides durant la nit, motiu pel qual fan que en determinades hores les facultats en la conducció es vegin significativament disminuïdes [Kraemer 00] [Philip 05]. La quantitat de temps dedicada a la realització contínua d'una tasca monòtona, com ocorre en determinades situacions de conducció, és igualment una circumstància significativa [Horne 99] [Williamson 01] [Pilcher 96]. També influeixen en l'aparició de la somnolència altres factors tals com l'edat del conductor, el sexe, la qualitat del son, la dieta, etc. [NCSDR/NHTSA 98] [Rosekind 05].

La privació del son i la disrupció dels cicles circadians afecten especialment els treballadors per torns [Porcu 98], entre els quals s'inclouen conductors professionals (tant de vehicles, ferrocarrils i sistemes d'aviació), treballadors sanitaris, controladors aeris, bombers, etc. Un estudi realitzat en 80 conductors de camions sobre els seus hàbits de descans va revelar que dormien sols una mitjana de 4'7 hores al dia, fet que guarda una forta correlació amb que 45 d'ells mostressin un mínim d'un episodi de somnolència profunda mentre conduïen [Mittler 97].

1.4 Mètodes per detectar la somnolència

En les professions esmentades anteriorment les conseqüències de perdre el control del sistema poden causar greus accidents. És per això que en algunes d'elles s'han implementat sistemes d'"home mort". Per exemple, en la majoria de ferrocarrils el conductor ha de prémer cada cert temps un pedal o botó. En cas de no fer-ho, s'activa un sistema acústic. Si el maquinista no reacciona, al ferrocarril s'activarà automàticament el fre d'emergència o les accions de contingència que s'hagin determinat per finalitzar el trajecte de forma segura [Newman 10].

Aquest sistema de detecció d'estats inadequats té una alta efectivitat però el seu ús regular en automòbils és totalment impensable. També ho és, per motius tècnics i de comoditat, l'electroencefalograma (EEG), el mètode més fiable i objectiu per detectar somnolència. Un altre sistema de detecció de somnolència que, a diferència de l'anterior, no necessita estar en

contacte amb l'usuari consisteix en detectar el grau d'obertura dels ulls del conductor. En laboratori mostra bons resultats, però fora d'ell és propens a mostrar falses alarmes, a part de no poder treballar si determinades condicions lumíniques i visuals no es compleixen. També s'estan estudiant o desenvolupant altres sistemes poc robustos o en fase molt inicial, tals com petits acceleròmetres situats al cap, ulleres amb emissors, detectors que usen senyals biomèdics, etc. Aquestes i altres aproximacions per a resoldre el problema de la detecció de somnolència en conductors seran exposades amb detall al capítol 2.

Existeix un altre conjunt de detectors, els quals es centren en l'anàlisi del comportament del conductor a través de l'estudi de les dades disponibles a la xarxa de comunicacions del vehicle. Els moviments del volant o la posició respecte el centre del carril són paràmetres que es veuen afectats quan el conductor entra en un estat de somnolència. És un sistema completament transparent i fàcil d'integrar en un vehicle. La major problemàtica que presentaven aquests tipus de detectors existents a l'inici de la recerca d'aquesta tesi era que o bé eren molt simples i detectaven moments puntuals de mala conducció (sortides de carril), o bé eren sistemes desenvolupats i provats sols en simulador, incapaços d'adaptar-se al complex entorn real.

Les dades presentades en aquest capítol justifiquen que una de les prioritats actuals de grups de recerca i fabricants d'automòbils sigui el desenvolupament de sistemes intel·ligents capaços de detectar somnolència i/o estats inadequats en conductors. És un problema complex, ja que relacionar estats cognitius i sensacions subjectives amb conseqüències objectives en la conducció és una tasca d'elevada dificultat, a la que se li ha d'afegir la variabilitat intrapersonal i interpersonal i un entorn no controlat.

1.5 Bibliografia

- [DGT 10] DGT, “Anuario estadístico de accidentes”, informe tècnic, Ministerio del Interior, 2010.
- [Dinges 95] D. F. Dinges, “An overview of sleepiness and accidents”, *Journal of Sleep Research*, vol. 4, pp. 4–14, 1995.
- [Freescale] Freescale, “Advanced driver assistance systems (ADAS).” <http://www.freescale.com/>
- [Furman 09] G. D. Furman, C. Cahan, and A. Baharav, “Sleep deprivation and its effect on the ability to maintain wakefulness: implications on functioning and driving”, *Harefuah*, no. 148(5):287-91, 352., 2009.
- [Horne 99] J. A. Horne and L. A. Reyner, “Vehicle accidents related to sleep: a review”, 1999.
- [Knipling 94] R. R. Knipling and J.-S. Wang, *Crashes and fatalities related to driver drowsiness/fatigue*. National Highway Traffic Safety Administration Washington, DC., 1994.

- [Kraemer 00] S. Kraemer, H. Danker-Hopfe, H. Dorn, A. Schmidt, I. Ehlert, and W. M. Herrmann, “Time-of-day variations of indicators of attention: performance, physiologic parameters, and self-assessment of sleepiness”, *Biological Psychiatry*, vol. 48, no. 11, pp. 1069 – 1080, 2000.
- [Mitler 97] M. Mitler, J. Miller, J. Lipsitz, J. Walsh, and C. Wylie, “The sleep of long-haul truck drivers”, *The New England Journal of Medicine*, pp. 755–762, Settembre 1997.
- [Moller 06] H. J. Moller, L. Kayumov, E. L. Bulmash, J. Nhan, and C. M. Shapiro, “Simulator performance, microsleep episodes, and subjective sleepiness: normative data using convergent methodologies to assess driver drowsiness”, *Journal of Psychosomatic Research*, vol. 61, no. 3, pp. 335 – 342, 2006.
- [NCSDR/NHTSA 98] NCSDR/NHTSA, “Drowsy driving and automobile crashes”, 1998.
- [Newman 10] A. Newman, “Train stopped safely by dead-man feature”, Abril 2010.
- [Philip 05] P. Philip, P. Sagaspe, N. Moore, J. Taillard, A. Charles, C. Guilleminault, and B. Bioulac, “Fatigue, sleep restriction and driving performance”, *Accident Analysis & Prevention*, vol. 37, no. 3, pp. 473 – 478, 2005.
- [Pilcher 96] J. J. Pilcher and A. J. Huffcutt, “Effects of sleep deprivation on performance: a meta-analysis.”, *Sleep: Journal of Sleep Research & Sleep Medicine*, 1996.
- [Porcu 98] S. Porcu, A. Bellatreccia, M. Ferrara, and M. Casagrande, “Sleepiness, alertness and performance during a laboratory simulation of an acute shift of the wake-sleep cycle”, *Ergonomics*, vol. 41, no. 8, pp. 1192–1202, 1998.
- [Poudel 12] G. R. Poudel, C. R. Innes, P. J. Bones, R. Watts, and R. D. Jones, “Losing the struggle to stay awake: Divergent thalamic and cortical activity during microsleeps”, *Human Brain Mapping*, vol. 35, no. 1, pp. 257–269, 2012.
- [Rey de Castro Mujica 09] J. Rey de Castro Mujica, E. R. Mayor, and M. E. Rojas, “Sleepiness and fatigue during driving relationship with road traffic accidents in and peruvians highways”, *Acta Medica Peruana*, vol. 26, no. 1, pp. 48–54, 2009.
- [Rosekind 05] M. R. Rosekind, “Underestimating the societal costs of impaired alertness: safety, health and productivity risks”, *Sleep Medicine*, vol. 6, Supplement 1, pp. S21 – S25, 2005.
- [Schmidt 09] E. A. Schmidt, M. Schrauf, M. Simon, M. Fritzsche, A. Buchner, and W. E. Kincses, “Drivers’ misjudgement of vigilance state during prolonged monotonous daytime driving”, *Accident Analysis & Prevention*, vol. 41, no. 5, pp. 1087 – 1093, 2009.
- [Stern 94] J. A. Stern, D. Boyer, and D. Schroeder, “Blink rate: a possible measure of fatigue”, *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, vol.36, no.2, pp. 285–297, 1994.
- [UNECE 04] UNECE, “Transport statistics for europe and North America”, informe tècnic, 2004.
- [UNECE 11] UNECE, “Main transport indicators in the UNECE region”, 2011.
- [Williamson 01] A. M. Williamson, A.-M. Feyer, R. P. Mattick, R. Friswell, and S. Finlay-Brown, “Developing measures of fatigue using an alcohol comparison to validate the effects of fatigue on performance”, *Accident Analysis & Prevention*, vol. 33, no. 3, pp. 313 – 326, 2001.

2 Mètodes de detecció de somnolència en conductors

El son és un estat fisiològic existent en tots els animals que constitueix un període de descans del cos i de la ment, durant el qual la consciència i la voluntat són suspeses parcialment o totalment i les funcions orgàniques són disminuïdes. És una part integral de la vida quotidiana, una necessitat biològica que ens és imprescindible per a la supervivència.

Un dels enigmes de la investigació científica el son ha estat i segueix sent, i, fins i tot a dia d'avui, existeixen grans incògnites sobre ell. De ser considerat un fenomen totalment passiu on semblava no ocórrer res, gràcies als avenços científics s'ha descobert que és un estat neurològic complex on es pot arribar a tenir una activitat cerebral tan activa com durant la vigília, a més de causar canvis fisiològics a l'organisme.

El causant d'aquests canvis fisiològics és el Sistema Nerviós Autònom (SNA), responsable del control de l'equilibri intern del cos (homeòstasi) i, per tant, de la relació son/vigília. El SNA està format per dos sistemes antagònics: el sistema nerviós simpàtic (SNS), encarregat de mantenir el cos en un estat actiu, i el sistema nerviós parasimpàtic (SNP), que el duu als estats de relaxació (Figura 2-1).

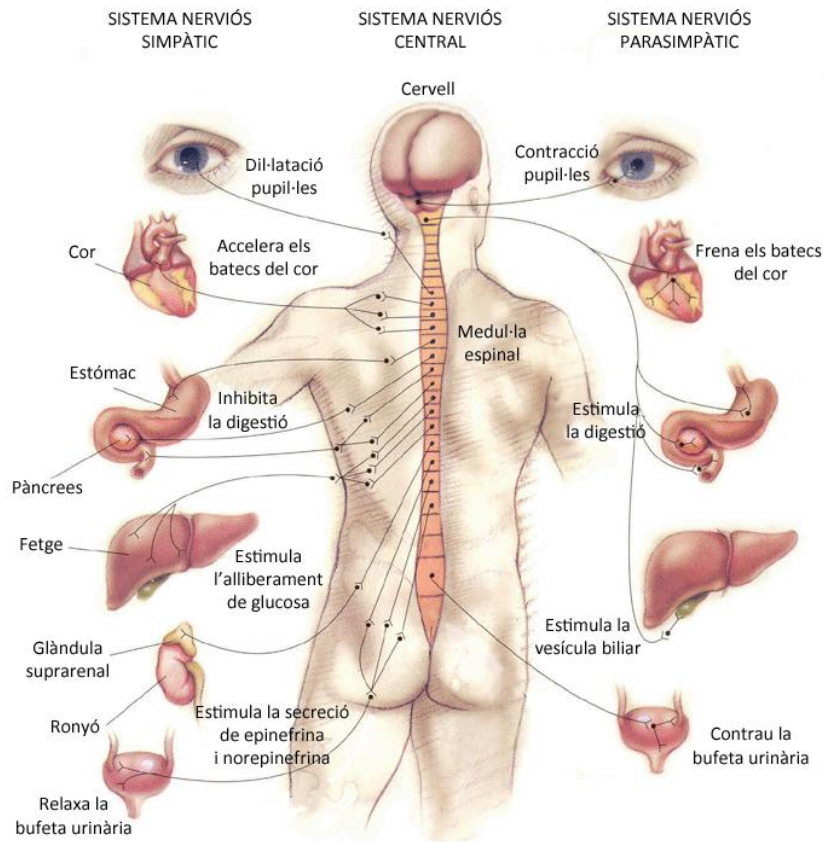


Figura 2-1. Regulacions dutes a terme pel sistema nerviós simpàtic i parasimpàtic.

Font: imatge traduïda de [Tonks 00].

Durant la vigília, el SNS és el dominant, fet que ens manté desperts i actius. A mesura que el SNP pren el control, el cos comença a relaxar-se i apareixen gradualment símptomes fisiològics relacionats amb la somnolència: disminució de la freqüència de les ones cerebrals, pèrdua de to muscular (provocant, per exemple, capcinades o dificultats per mantenir el cap dret), reducció de la freqüència cardíaca i respiratòria, baixada de la temperatura corporal, disminució de l'activitat sensorial...

La línia que separa el son i la vigília és extremadament difusa, no existeix una frontera clara entre ambdós. La transició de vigília a somnolència pot durar una hora o més i sovint s'associa amb una disminució gradual en el rendiment juntament amb signes psico-fisiològics mesurables. En aquesta transició trobem que la fatiga i la somnolència; a més de ser conceptes difusos, al tractar-se d'estats mentals tenen un fort component subjectiu [Johns 00]. És per això que l'avaluació del son i dels seus estats associats ha estat i continua sent d'una elevada complexitat i subjectivitat.

Tradicionalment, la somnolència ha estat estudiada per equips mèdics especialistes analitzant els canvis en l'activitat cerebral, ajudats per altres variables fisiològiques secundàries. A causa de l'alta complexitat i a l'alta sensibilitat dels artefactes en l'enregistrament de senyals cerebrals, és un mètode aplicable gairebé sols en condicions controlades de laboratori o clínica. És per aquest motiu que per estudiar patologies del son és el mètode emprat de manera més extensa i amb més èxit, però en canvi és difícilment aplicable a nous camps que s'estan començant a explorar, tal com és el de detecció d'estats inadequats per a la conducció. Grups de recerca de disciplines i camps molt variats estan treballant en diverses solucions, totes aprofitant-se dels canvis fisiològics causats pel SNP, per resoldre la problemàtica dels accidents de trànsit causats per la fatiga del conductor.

A continuació es presenten els principals mètodes de detecció de somnolència o estats inadequats en un individu, posant especial èmfasi en els dissenyats per ser usats en vehicle.

2.1 Avaluacions subjectives

Les mesures subjectives de somnolència intenten quantificar el grau de somnolència d'una persona a través d'opinions d'avaluadors, que pot ser el propi subjecte avaluat o avaluadors externs. Per tal de quantificar aquesta informació subjectiva, la majoria de mètodes d'aquest tipus estan dividits en diferents escales; tot i que el nombre de nivells pot diferir, els seus extrems acostumen a ser bàsicament els mateixos: “molta somnolència” i “totalment en vigília”. Els mètodes subjectius més destacables són els següents:

Karolinska Sleepiness Scale (KSS)

La KSS està formada per una escala amb nou nivells de somnolència, on el primer indica un conductor molt alerta i el novè un amb molta son (Taula 2-1). Aquest mètode subjectiu, creat l'any 1990 per Åkerstedt i Gilbert [Åkerstedt 90], és el més utilitzat d'aquest tipus actualment. Fou validat per Kaida, on 16 participants havien de prémer un botó en il·luminar-se [Kaida 06]. En ell es va poder identificar una relació entre la KSS i variables relacionades amb la somnolència de l'EEG i el temps de reacció. Tot i això, altres estudis indiquen que la relació de la somnolència en conductors i la KSS no és tan clara i directa. Belz presenta un estudi basat en conduccions reals de llarg recorregut (5-6 dies) de 9 conductors diferents [Belz 04]. De cada conducció es va registrar l'autoavaluació de la fatiga del conductor (emprant el KSS) juntament amb altres variables indicadores de

fatiga (temps de resposta al missatge que demanava avaluar la seva somnolència, temps de col·lisió amb el vehicle davanter, distància al vehicle davanter i avaluació d'observadors externs). A l'estudi no es van poder trobar correlacions significatives entre el nivell subjectiu de somnolència i la resta de paràmetres que fossin aplicables al conjunt de participants.

Índex	Estat
1	Extremadament alerta
2	Molt alerta
3	Alerta
4	Més o menys alerta
5	Ni alerta ni somnolent
6	Lleugerament somnolent
7	Somnolent, però no he d'esforçar-me per mantenir-me despert
8	Somnolent, he d'esforçar-me una mica per mantenir-me despert.
9	Molt somnolent, he de fer grans esforços per mantenir-me despert, lluitant per no adormir-me

Taula 2-1. Nivells del KSS.

Epworth Sleepiness Scale (ESS)

L'ESS busca mesurar el nivell de somnolència diürna del subjecte mitjançant un breu qüestionari. En aquest mètode l'individu ha d'avaluar en una escala del 0 (cap possibilitat) al 3 (alta probabilitat) la seva probabilitat de quedar-se adormit en vuit situacions estàtiques diferents: llegint, veient la televisió, aturat dins un vehicle en un semàfor... Les diferents puntuacions es sumen per obtenir un valor total. Si és menor de 10, es considera el subjecte normal i despert; en cas de superar aquest valor, es considera que té somnolència. Valors elevats poden ser indicadors de malalties del son. És un mètode emprat principalment en estudis clínics, tot i que també ha estat usat en estudis de somnolència en conductors [Johns 91].

Stanford Sleepiness Scale (SSS)

La SSS és una de les escales de somnolència més antigues encara en ús, presentada el 1973 a l'article escrit per Hoddes [Hoddes 73]. Té similituds amb la KSS, tot i que el nombre de nivells en que està dividida és set (Taula 2-2). Si bé imprecisa i poc fiable, la SSS és una escala sensible a la pèrdua de son útil si és repetida durant el període d'una prova o dia. Generalment l'interval de quantificació de somnolència és de 2h. L'escala és emprada freqüentment tant en estudis clínics com de recerca.

Índex	Grau de somnolència
1	Actiu, vital, alerta o despert
2	Nivell d'alerta alt, però no màxim; capaç de concentrar-me
3	Despert però relaxat; atent però no completament alerta
4	Bastant relaxat, baix nivell d'energia
5	Perdent l'interès en seguir despert, lent
6	Endormiscat, lluitant per mantenir-me despert, desitjant estirar-me
7	Sense lluita per mantenir-me despert, a punt d'adormir-me
X	Adormit

Taula 2-2. Nivells de l'SSS.

Test de latències múltiples (MSLT) i test de manteniment de vigília (MWT)

Tests subjectius com el test de latències múltiples (MSLT) i el test de manteniment de vigília (MWT) també han estat usats per avaluar somnolència en conductors, tot i que al ser tests altament relacionats amb el diagnòstic de malalties del son (apnea, narcolèpsia, somnolència diürna...), s'han emprat principalment en estudis centrats en avaluar la conducció de persones amb aquestes malalties. Ambdós mètodes són de llarga durada, es duen a terme en una sala tranquil·la propensa al son i requereixen que el subjecte no realitzi cap altra acció. Consisteixen en quatre tests de 20 minuts separats per intervals de 4 hores. En el cas de l'MSLT es demana al subjecte que intenti dormir i se'n calcula el temps que ha trigat a fer-ho. L'MWT, per contra, demana al subjecte que es mantingui despert lluitant per no adormir-se i

se'n calcula el nivell de vigília. Estudis tals com el presentat per Sagaspe demostren una relació entre les conduccions no aptes i valors de l'MSLT baixos, menors a 19 minuts en aquest cas [Sagaspe 07]. Tot i això, els autors indiquen que convindria ampliar l'estudi amb assajos en vehicle real, ja que el seu es centrava en simulador.

Aquest tipus de tests permeten comprendre millor la somnolència i els seus efectes en conductors. Com a avantatges presenten la seva simplicitat i el seu cost extremadament baix. Donen una idea de la somnolència del subjecte, però tot i això no n'existeix una correlació robusta, repetible i fiable amb altres tipus de mesures. L'ús d'avaluacions subjectives en vehicle no és una opció viable, ja que, tal com hem comentat anteriorment, el judici del propi conductor sobre el seu nivell de somnolència no és fiable. En canvi, l'ús d'aquests tests en assajos o proves controlades està força estès.

2.2 Variables biomèdiques

Tal com s'ha comentat, el son s'estudia principalment mitjançant l'anàlisi de variables fisiològiques, especialment les relatives a l'activitat cerebral. L'anàlisi del son d'un individu es duu a terme generalment en unitats clíniques especialitzades, en sales o laboratoris amb un entorn controlat (com veiem a la Figura 2-2) i emprant equips mèdics dissenyats específicament per realitzar aquest tipus de registres (polisomnògrafs). El seu ús fora de laboratori sovint és complex, inviable o els resultats que se n'obté no són prou satisfactoris.

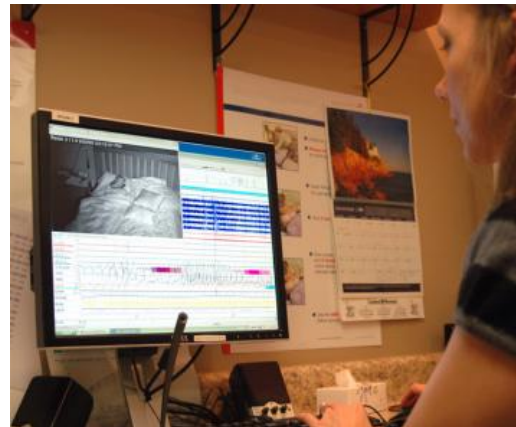


Figura 2-2. Sala de control d'una unitat del son. Font: [Ozarks Community Hospital].

A continuació presentarem les principals variables biomèdiques usades per detectar somnolència, els mètodes per obtenir-les i la seva aplicabilitat en vehicle. Cal mencionar que els estudis esmentats als propers paràgrafs sols tenen en compte subjectes sense patologies que puguin afectar els senyals fisiològics analitzats.

2.2.1 Activitat cerebral

A continuació és presentat l'origen fisiològic i la relació amb la somnolència de l'activitat cerebral juntament amb els principals mètodes per detectar-la, així com la seva viabilitat per ser usats en vehicle.

2.2.1.1 Origen fisiològic

L'activitat existent al cervell és la que determina l'estat d'alerta d'una persona, pel que és el més clar i objectiu indicador per determinar el grau de somnolència d'un conductor.

Les cèl·lules encarregades de generar aquesta activitat són les neurones. Les neurones intercanvien ions constantment amb el medi extracel·lular per mantenir el seu potencial de repòs o propagar potencials d'acció, principalment. Una neurona està en repòs quan no està enviant cap senyal, moment en que el seu interior és negatiu en relació a l'exterior. Tot i que les concentracions dels diferents ions intenten balancejar-se a banda i banda de la membrana, no ho aconsegueixen ja que la membrana cel·lular només deixa passar alguns ions a través dels seus canals (concretament, de potassi). Quan aquestes forces estan balancejades, la diferència entre el voltatge de l'interior i el de l'exterior de la cèl·lula permet obtenir el potencial de repòs, que és d'aproximadament -70 mV. Si una neurona transmet informació ho fa propagant un potencial d'acció, una explosió d'activitat elèctrica creada per un corrent despolaritzador que fa que el potencial de repòs arribi a 0 mV. El potencial d'acció el causa l'intercanvi de ions a través de la membrana cel·lular. Primer, un estímul obre els canals de sodi. Atès que hi ha alguns ions de sodi a l'exterior, i l'interior de la neurona és negatiu en relació a l'exterior, els ions de sodi entren ràpidament a la neurona. El sodi té una càrrega positiva, així que la neurona es torna més positiva i es comença a despolaritzar. Els canals de potassi de demoren una mica més en obrir-se; un cop oberts el potassi surt ràpidament de la cèl·lula, revertint la despolarització. Més o menys en aquest moment, els canals de sodi comencen a tancar-se, aconseguint que el potencial d'acció torni a -70 mV (repolarització). Aquesta onada elèctrica pot ser captada mitjançant el càlcul de la diferència de tensions entre dos punts diferents del cuir cabellut, que sol estar normalment entre els 10 μ V i 100 μ V.

Les tensions neuronals tenen una distribució espacial i una freqüència d'ona concretes segons el procés cerebral que s'estigui duent a terme. Això permet analitzar i identificar diferents estats cognitius segons el tipus d'ona captat. Les ones es classifiquen de la següent manera:

Ones beta

Una persona adulta presenta ones beta durant la vigília. Exceptuant les ones gamma (sobre les quals hi ha encara un gran desconeixement), són les ones cerebrals amb major freqüència (12.5 - 30 Hz) i menor amplitud, així com les que presenten més desincronització i irregularitat. Aquestes característiques són causades per la gran quantitat i diversitat d'activitat i d'estímul mental, sensors i motors que rebem i processem durant el dia.

Ones alfa

En períodes en els que s'està despert però relaxat, les nostres ones cerebrals es tornen més lentes (7'5-12'5Hz), n'augmenta l'amplitud i es tornen més síncrones. Aquests tipus d'ones s'anomenen ones alfa. Són característiques dels moments abans d'adormir-se, en que s'està amb els ulls tancats en estat de tranquil·litat, però encara en vigília. Una alta activitat alfa condueix a un decrement de la capacitat per reaccionar a estímuls [Lal 01]. La somnolència es trobaria als moments immediatament anteriors a aquesta primera fase de son [Johns 00].

Ones theta

Aquestes ones són característiques de la segona fase de son. Són més lentes i amples que les ones alfa (4-7Hz). La transició entre les ones alfa i theta és lenta i subtil. Durant aquesta transició apareixen sovint *spindles*, un increment sobtat en freqüència, i complexos K, un increment sobtat en amplitud, indicadors clars que s'està entrant en la segona fase de son (Figura 2-3). Tant la primera (alfa) com la segona (theta) fase de son són molt lleugeres; generalment en cas que algú en aquestes fases en surti no tindrà consciència d'haver estat endormiscat. Aquest punt suposa un gran perill en vehicle, ja que el conductor és capaç de realitzar tasques de manera automàtica però no és conscient del seu estat de relaxació extrema.

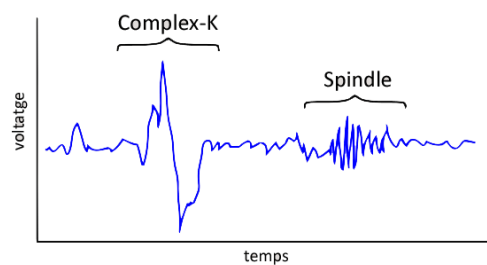


Figura 2-3. *Spindles* i complexos K.

Font: Viquipèdia.

Ones delta

Les ones delta són les ones cerebrals més lentes i de major amplitud (0-4Hz). S'observen quan el son es més profund, en la seva tercera fase. En cas de privació de son aquestes ones s'incrementaran quan es recuperin les hores de descans perdudes [Feinberg 98].

Cal destacar que encara que un estat cerebral predomini en un moment donat, els tres tipus d'ones restants estan també presents en tot moment. És a dir, tot i que durant una activitat mental es produeixen principalment ones beta, les ones alfa, theta i delta també hi són presents, tot i que en menor mesura. Les transicions entre estats són graduals i difuses, pel que les fronteres entre ells no estan clarament definides.

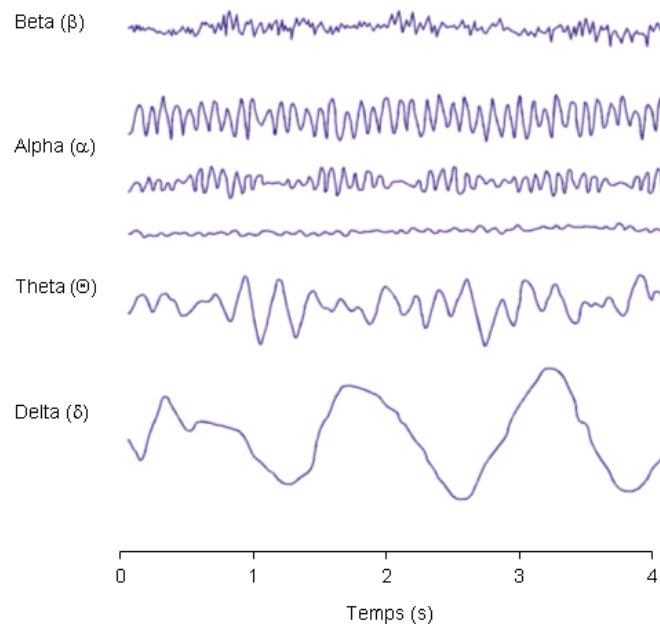


Figura 2-4. Representació de les principals ones cerebrals. Font: imatge traduïda de [Bioelectromagnetism].

2.2.1.2 Mètodes d'obtenció

Als següents subapartats presentarem els mètodes més comuns i amb major interès en la detecció de somnolència per obtenir els senyals cerebrals.

2.2.1.2.1 Electroencefalograma convencional

L'electroencefalograma (EEG) és l'exploració neurofisiològica més àmpliament utilitzat per registrar els senyals cerebrals. Consisteix en la col·locació d'elèctrodes en contacte amb punts específics del cuir cabellut (determinats internacionalment per un sistema conegut com a "sistema 10-20", on s'utilitzen 21 elèctrodes [Epstein 92]) amb els quals es capta l'activitat elèctrica de les neurones. Per millorar-ne la conductivitat, generalment s'empra una pasta o gel conductor específics entre l'elèctrode i la pell.

Cada elèctrode està connectat a l'entrada d'un amplificador diferencial (un per cada parell d'elèctrodes), on, a l'altra entrada, s'hi troba connectat un de referència comuna. Aquests amplificadors amplifiquen el voltatge entre l'elèctrode actiu i el de referència (típicament 1.000-100.000 vegades), el qual és digitalitzat a través d'un convertidor analògic-digital, després de passar per un filtre anti-aliasing. La freqüència de mostreig usada acostuma a estar entre 256-512 Hz. Sovint es postprocessa el senyal usant un filtre passa-alts (0'5-1Hz) per tal d'eliminar moviments i d'altres artefactes lents, un de passa-baixos (35-70Hz) per eliminar artefactes causats pels músculs esquelètics i un d'específic per filtrar interferències causades per les línies elèctriques.



Figura 2-5. Elèctrodes adherits.

Font: [Ambu].



Figura 2-6. Casc d'EEG amb elèctrodes integrats. Font: [Neurosoft].

Existeixen diferents tipus d'elèctrodes, alguns fins i tot d'invasius (els usats en Electrocuticogrames o en Estèreo Encefalogrames), però mencionarem sols els més emprats: els adherits, que es fixen individualment al cuir cabellut, i els integrats en un casc de malla, de fàcil col·locació. Els elèctrodes adherits o “de cullereta” (Figura 2-5) són els més utilitzats ja que són còmodes per a l'usuari, però presenten com a principal desavantatge que han de ser col·locats per un professional experimentat i que poden desenganxar-se si no es va amb compte. El casc amb elèctrodes integrats (Figura 2-6) és d'introducció més recent i minimitza els possibles errors com a conseqüència d'haver-los situat incorrectament. És molt més estable i queda més ben fixat, fet que pot ocasionar molèsties als usuaris que el duen per culpa de la pressió continuada que exerceix.

L'EEG convencional és la tècnica més usada i estesa per estudiar el son, ja que és un mètode no invasiu d'un cost moderat i relativament poc molest per a l'usuari. Els principals inconvenients que presenta, causats per les baixes magnituds dels seus potencials, és la seva sensibilitat a la localització dels elèctrodes i a tot tipus d'artefactes (ja siguin tècnics, fisiològics, electromagnètics o de moviment). També cal destacar que la seva resolució espacial és molt limitada, ja que principalment és capaç de captar l'activitat de les neurones situades a les capes superficials del còrtex. El seu anàlisi automatitzat és possible, però requereix un filtrat complex d'eliminació dels artefactes.

2.2.1.2.2 Magnetoencefalograma

Igual que l'EEG, el magnetoencefalograma (MEG) permet registrar de manera no invasiva l'activitat cerebral. Enlloc, però, de captar voltatges elèctrics neuronals, el MEG en capta els seus camps magnètics. Aquests camps magnètics són extremadament petits, de l'orde de 10^{-15} T. Donat que el soroll ambiental magnètic és major (10^{-7} T) que els camps neuronals, els magnetògrafs emprats han de ser extremadament sensibles i estar completament aïllats de possibles interferències. Són, per tant, equips altament complexes que requereixen de sales

específiques, fet que fa que tinguin un cost elevat i no puguin ser usats fora de laboratori, ja que a més són molt voluminosos (Figura 2-7). Pel que fa a la qualitat del senyal, els camps magnètics pateixen distorsions menors a les dels camps elèctrics, el que resulta en una millor resolució espacial en l'MEG respecte l'EEG.

2.2.1.3 Viabilitat en vehicle

Malauradament, tot i que el registre de l'activitat cerebral és l'indicador més objectiu de l'estat de vigília d'una persona, aquest no és, per ara, un mètode que es pugui aplicar en vehicles de manera regular.

L'ús d'un magnetoencefalògraf en vehicle és, òbviament, del tot inviable ara per ara. Les seves dimensions, cost i necessitat d'aïllament magnètic fan descartar per complet el seu ús fora de laboratori. Tot i això, si en un futur llunyà es solucionessin tots aquests problemes i els vehicles encara no conduïssin de manera autònoma, seria una bona opció a tenir en compte.

Pel que fa als sistemes convencionals d'EEG, no estan dissenyats per ser emprats de manera continuada, transparent i no molesta. Cal que el conductor es col·loqui els sensors cada cop que condueixi, fet complex en cas d'usar elèctrodes adherits o de cullereta. Si s'empra un casquet EEG aquest problema queda resolt, però en canvi la pressió contínua que exerceix el casc sobre el cuir cabellut el descarta per usos d'hores. En ambdós casos també cal destacar que es necessita d'una pasta o gel com a interfície pell-elèctrode que un cop retirat el sistema queda adherida al cabell de l'usuari, sent necessària aigua i sabó per eliminar-la. Aquest problema podria ser eliminat amb l'ús d'un nou tipus d'elèctrodes, encara en fase inicial, formats per nanotubs de carboni que penetren lleugerament dins la pell, pel que no necessiten cap mena de gel o pasta, tal com el desenvolupat per Enobio [Enobio 05] (Figura 2-8).

A part de les molèsties que ocasiona al conductor, l'ús de l'EEG en vehicle presenta també diversos problemes tècnics. És un sistema dissenyat principalment per estudiar l'activitat cerebral en laboratoris, on el subjecte analitzat acostuma a estar en repòs, amb els ulls closos i sense realitzar cap tasca. Tot i els filtres que s'apliquen al senyal, aquest és molt



Figura 2-7. Magnetoencefalògraf.

Font: Viquipèdia.

sensible a moviments. Petits moviments de cap, braços i cos en general que són realitzats de manera regular durant la conducció causen nombrosos artefactes al senyal obtingut. A més, no cal oblidar-se que l'usuari es troba en un vehicle en circulació, pel que als moviments propis del conductor s'hi han d'afegir els del vehicle i les seves vibracions.



Figura 2-8. Sistema d'èlectrodes de nanotubs de carboni. Font: [Enobio 05].



Figura 2-9. Pilot d'avió emprant un sistema d'Advanced Brain Monitoring. Font: [Advanced Brain Monitoring].

Però aquestes no són les úniques causes de soroll en un anàlisi d'EEG. El fet que l'usuari es trobi realitzant una tasca complexa que requereix processar informació diversa constantment en dificulta extremadament la seva interpretació. Com a conseqüència de les causes enumerades anteriorment, les ones cerebrals obtingudes durant la conducció perden la claredat obtinguda en usuaris en repòs [Yeo 07]. Els metges especialistes del son són experts interpretant l'EEG en les condicions clíniques i de laboratori esmentades, però generalment mai han analitzat un EEG en situacions diferents. Tampoc existeix literatura suficient que analitzi profundament l'EEG en no repòs i presenti solucions i nous mètodes satisfactoris per la seva interpretació.

Existeixen diversos estudis i algorismes capaços de diferenciar estats de vigília en conductors mitjançant un EEG. La majoria d'ells treballen amb registres obtinguts en laboratoris o simuladors estàtics de conducció amb nombres reduïts de casos, tals com els estudis de Lal i Eoh [Lal 01] [Eoh 05]. Alguns han anat un pas més enllà i han desenvolupat un sistema amb dades provinents d'un entorn real [Simon 11]. En tots ells, tot i els bons resultats que s'obtenen, s'hi menciona la necessitat de solucionar els problemes descrits als paràgrafs anteriors per tal de poder ser usats de manera regular en vehicles.

L'empresa canadenca Advanced Brain Monitoring és la que ofereix actualment el sistema més complet i avançat per a identificar nivells d'atenció durant la realització d'una tasca

complexa fora d'un entorn de laboratori. El sistema, basat en els estudis de Berka i Johnson [Berka 07] [Johnson 11], analitza els senyals d'EEG enviats mitjançant tecnologies sense fil per un casc lleuger d'EEG amb 10 elèctrodes (Figura 2-9). Tot i que aquestes característiques fan el casc menys molest per a l'usuari i li permeten tenir una mobilitat total (els sistemes convencionals van connectats amb cables a un equip receptor), el seu ús segueix sent inviable en vehicles comuns. En canvi, sí que és una opció que s'està estudiant per monitoritzar operadors de tasques d'alta perillositat, tals com pilots aeronàutics.

2.2.2 Activitat cardíaca

A continuació és presentat l'origen fisiològic i la relació amb la somnolència de l'activitat cardíaca juntament amb els principals mètodes per detectar-la i la seva viabilitat per ser usats per detectar somnolència en vehicle.

2.2.2.1 Origen fisiològic

Tal com hem comentat a l'inici del capítol, en l'activitat cardíaca queda reflectit quin subsistema nerviós, simpàtic o parasimpàtic, està predominant sobre l'altre. La variabilitat del ritme cardíac (HRV), que mostra les variacions en l'interval de temps entre batecs, n'és un dels indicadors més clars. En la HRV s'hi poden distingir tres components principals ben diferenciats: un component de molt baixa freqüència (VLF), entre 0'008 i 0'04 Hz, un component de baixa freqüència (LF), entre 0'04 i 0'15 Hz i un component d'alta freqüència (HF), entre 0'15 i 0'4 Hz. El component LF és considerat una mesura de l'estimulació simpàtica sobre el cor, mentre que el HF ho és de la parasimpàtica [Malik 96]. L'HRV s'ha estudiat també en les transicions de vigília a estats d'elevada relaxació, on s'observà una disminució en la freqüència cardíaca i en la seva variabilitat a l'inici del son. El període de transició es caracteritza per una disminució de l'oscil·lació de freqüència molt baixa (VLF) de HR que anticipa un canvi en la relació LF/HF a un predomini parasimpàtic [Shinar 06].

2.2.2.2 Mètodes d'obtenció

Als següents subapartats presentarem els mètodes més comuns i amb major interès en la detecció de somnolència per obtenir els senyals cardíacs.

2.2.2.2.1 Electrocardiograma convencional

L'electrocardiograma (ECG) permet l'enregistrament de l'activitat elèctrica del cor. Captura les ones elèctriques generades per la polarització i despolarització del teixit cardíac en el temps. És el procediment més usat per al diagnòstic de patologies del cor.

El registre es duu a terme a través d'elèctrodes adherits a punts específics de la superfície de la pell. Segons el nombre d'elèctrodes usats i la seva posició respecte el cor, permet obtenir diferent informació del múscul cardíac. Tot i ser sensible al moviment del pacient i a les interferències elèctriques, el nombre d'artefactes que acostumen a aparèixer en un ECG és molt menor que els d'un EEG i de menys importància.

El registre cardíac també és menys molest per a l'usuari que el cerebral, ja que utilitza menys elèctrodes i més còmodes; a més, els possibles residus de gel conductor són fàcils de retirar.

2.2.2.2.2 *Sensors tèxtils*

En els darrers anys s'han començat a desenvolupar elèctrodes “secs” integrats en material tèxtil amb els quals es pot obtenir informació similar a la proporcionada per elèctrodes convencionals [Marozas 11]. D'aquesta manera, amb una simple camiseta es pot capturar informació biomèdica de l'usuari [Jourand 09] [Coosemans 06].

Aquesta tecnologia és usada també en pulsímetres (aparells per a mesurar l'amplitud del pols), sistemes molt usats sovint per esportistes. Amb un pulsímetre s'obté menys informació que amb un ECG convencional; tot i això, n'ofereix la necessària per calcular la HRV. Existeixen pulsímetres de diversos tipus, els més habituals consisteixen en una cinta elàstica amb un teixit conductor a la part central que es situa sota el pit (Figura 2-10).

Ambdós sistemes, tal com en un electrocardiograma convencional, necessiten que els seus sensors estiguin en contacte directe amb la pell; en canvi, no requereixen ser situats per especialistes ni és necessari utilitzar-hi cap gel conductor. Sovint, la mateixa camiseta o pulsímetre duen integrat un dispositiu que envia els senyals obtinguts a través de tecnologies sense fil a l'aparell encarregat del seu anàlisi o emmagatzematge. Gràcies a no usar fils per transmetre les dades aquests sistemes són portables, còmodes i eviten possibles artefactes elèctrics.



Figura 2-10. Pulsímetre amb banda amb sensor tèxtil. Font: [Runner 101]

2.2.2.2.3 *Magnetocardiograma*

De la mateixa manera que és possible captar l'activitat cerebral amb un magnetògraf, també ho és captar la del l'activitat cardíaca [Zimmerman 70]. Al ser major el camp magnètic cardíac que el cerebral, no és necessària una habitació aïllada per dur-lo a terme. Tot i això, és un sistema relativament sensible al soroll magnètic i de costos elevats. A més, la seva correcta situació el màxim propera al cor també és un punt crític per al seu funcionament.

2.2.2.3 Viabilitat en vehicle

L'activitat cardíaca ha mostrat ser un bon indicador de somnolència, especialment l'HRV, amb la que diversos estudis han obtingut excel·lents resultats classificant fases del son en condicions de repòs en laboratori usant diferents derivacions d'ECG convencional [Bonnet 97] [Vigo 10] [Adnane 12]. D'estudis específics per a detectar fatiga en conductors també se n'han realitzat. L'equip de Zhao constata la diferència existent en l'entropia de l'ECG i en les bandes més alta i baixa de l'HRV entre l'inici i el final de la tasca ($p < 0'05$) [Zhao 12]. En un estudi realitzat per Patel, s'obté un 90% de precisió en la detecció de fatiga usant xarxes neuronals [Patel 11]. En ambdós casos, però, el nombre de casos analitzats és molt reduït (13 i 12 respectivament) i estan realitzats en simulador, en condicions de laboratori. Per a registrar la informació cardíaca usen un electrocardiograma tradicional, mètode incòmode i inviable de ser usat en vehicle. Tot i això, la substitució d'aquest sistema per un pulsímetre o ECG tèxtil és viable, ja que com s'ha comentat anteriorment, amb aquests es pot obtenir la informació necessària per calcular les bandes freqüencials de l'HRV. També a la recerca de Vicente es registra la informació cardíaca amb un EEG, però a diferència dels altres estudis, a més de dades provinents de simulador també en són usades de reals [Vicente 11]. Mitjançant un classificador al que li entren 25 característiques diferents provinents del senyal cardíac, el detector és capaç de classificar somnolència amb una sensibilitat del 0'85% i un valor predictiu positiu del 0'93%.

Actualment no existeix cap dispositiu per detectar fatiga en conductors mitjançant un d'aquests sistemes en vehicle real, però en un futur seria totalment plausible que fossin utilitzats en conduccions de llarga durada amb risc. Tindria la molèstia que el conductor, de mercaderies perilloses, per exemple, hauria de vestir una camiseteta o pulsímetre d'elèctrodes "secs" abans d'iniciar la seva activitat, però si demostrés la seva eficàcia, aquestes molèsties quedarien compensades per l'increment en la seguretat.

En canvi, un sistema d'aquestes característiques no seria acceptat per conductors no professionals; tan sols ho serien sistemes sense contacte, els quals actualment es troben tècnicament encara lluny de poder ser usats en condicions externes a laboratori.

2.2.3 Activitat respiratòria

A continuació és presentat l'origen fisiològic i la relació amb la somnolència de l'activitat respiratòria, junt amb els principals mètodes per detectar-la i la seva viabilitat per ser usats per detectar somnolència en vehicle.

2.2.3.1 Origen fisiològic

El senyal respiratori permet quantificar la ventilació pulmonar d'una persona. Juntament amb el senyal cerebral i cardíac, és un dels senyals biomèdics utilitzats en polisomnografies, els estudis de son.

Tot i que la respiració durant el descans ha estat estudiada principalment en subjectes amb patologies del son (en especial amb diferents tipus d'apnea), des de fa dècades se'n coneixen els seus canvis durant els diferents estadis del son, tal com va presentar l'equip de Naifeh [Naifeh 81]. També Trinder l'estudià i demostrà que amb l'aparició del son la respiració s'alenteix i passa de ser principalment abdominal a toràcica [Trinder 92].

2.2.3.2 Mètodes d'obtenció

Als següents subapartats presentarem els mètodes més comuns i amb major interès en la detecció de somnolència per obtenir la respiració.

2.2.3.2.1 Banda respiratòria

Encara que el procediment de referència per quantificar l'esforç respiratori seria mesurar la pressió esofàgica mitjançant un catèter, com és una tècnica extremadament invasiva no s'usa a la pràctica. El sistema més comú per mesurar la respiració d'una manera continuada i no invasiva és utilitzant una banda respiratòria que registra les corbes dels moviments de la paret toràcica o abdominal (Figura 2-11). Existeixen bandes basades en dos tipus de tecnologies diferents: les que usen vidres piezoelèctrics i les basades en la pletismografia d'inductància. En ambdós casos les bandes són de fàcil col·locació i no necessiten de la supervisió d'un expert per a ser situades correctament.

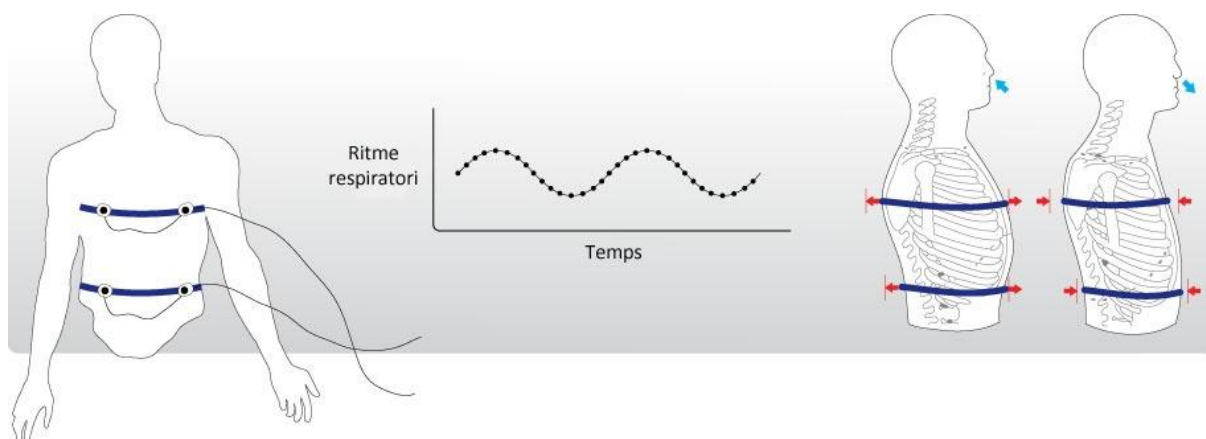


Figura 2-11. Situació, funcionament i forma de les dades recollides per una banda respiratòria. La superior és toràcica i la inferior abdominal. Font: imatge traduïda de [NearPictures].

2.2.3.2 Sistemes sense contacte

Mètodes més innovadors permeten registrar l'activitat respiratòria sense necessitat de contacte amb el subjecte. La seva precisió és lleugerament menor que en el cas d'usar una banda, però per contra són sistemes molt més còmodes i transparents de cara a l'usuari. Un estudi elaborat per Heinrich presenta un sistema capaç de quantificar la respiració mitjançant una càmera de vídeo [Heinrich 11]. Els tests van ser duts a terme durant diversos estudis del son; on tot i l'ús de llençols, jerseis i diferents posicions corporals; el sistema va mostrar entre un 95% i 97% de similitud amb els senyals de referència (proporcionats per bandes respiratòries). Un altre mètode que permet el registre respiratori sense contacte és l'ús d'un radar, com per exemple va fer l'equip de Zito, on va registrar la respiració de manera contínua en pacients hospitalitzats [Zito 11].

2.2.3.3 Viabilitat en vehicle

Tot i que hem vist que existeixen canvis mesurables en la respiració durant la somnolència, analitzar-la en un vehicle és un repte complicat si es vol fer de manera transparent no molesta pel conductor i sense que el senyal perdi qualitat.

Tal com hem comentat, la manera més fiable d'analitzar la respiració d'un conductor és usant una banda respiratòria. La banda té grans avantatges: és robusta als diversos tipus de soroll que presenta un vehicle i és simple de col·locar. Però té l'inconvenient que l'usuari se l'ha de posar i treure cada cop que entri al vehicle, fet extremadament molest per a un conductor convencional. Un dispositiu d'aquestes característiques podria ser adreçat sols a conductors professionals amb llargs trajectes o amb alt risc, tals com conductors de camions, de mercaderies perilloses, de flotes, etc.

Un sistema com el presentat per Watson [Watson 11], on la banda és integrada al cinturó, seria fàcilment acceptat per a tots els usuaris gràcies a que no requereix cap acció addicional per part del conductor. Tot i ser comentat a l'article que són necessàries més proves en vehicle i treballar en fer el sistema més robust, la major problemàtica d'aquesta solució és l'alta reticència i dificultat de modificar i homologar un dels dispositius de seguretat més importants del vehicle.

Pel que fa als sistemes sense contacte presentats, són sistemes que actualment poden ser emprats satisfactòriament solament en laboratori. Fora d'ell, especialment en un entorn complex com és un vehicle en circulació, els canvis d'il·luminació (càmera) i les diverses fonts de soroll i inferències (radar) n'impossibiliten el seu continu correcte funcionament.

2.2.4 Activitat ocular

A continuació és presentat l'origen fisiològic i la relació amb la somnolència de l'activitat ocular juntament amb els principals mètodes per detectar-la i la seva viabilitat per ser usats per detectar somnolència en vehicle.

2.2.4.1 Origen fisiològic

L'activitat ocular és un clar i conegut indicador del nivell de concentració [Al-Abdulmunem 99]; concretament, la freqüència de parpelleig i el grau d'obertura ocular reflecteixen el nivell de cansament d'una persona. Mentre que algú despert i alerta realitza parpelleigs ràpids combinats amb breus cops d'ull, algú amb fatiga mostrarà parpelleigs lents i de major durada (superiors als dos segons) juntament amb un menor grau d'obertura dels ulls i una mirada més fixa [Dinges 98]. L'activitat ocular s'estudia normalment de manera conjunta amb l'activitat cerebral, especialment en estudis del son.

2.2.4.2 Mètodes d'obtenció

Als següents subapartats presentarem els mètodes més comuns i amb major interès en la detecció de somnolència per obtenir els senyals oculars.

2.2.4.2.1 Electrooculograma

Un electrooculograma (EOG) és un mètode que permet mesurar els moviments oculars. Empra un parell d'elèctrodes col·locats o bé per sobre i sota de l'ull o bé a la seva esquerra i dreta (Figura 2-12). Quan l'ull es mou de la seva posició central es produeix una diferència de potencial entre ambdós elèctrodes, la qual és registrada i permet quantificar el moviment dels músculs oculars.



Figura 2-12. Subjecte amb tres elèctrodes adherits pel registre del seu EOG.

L'EOG és de gran utilitat per la detecció de patrons de moviments oculars associats a la transició de la vigília al son i d'associats a la fase REM (moviments oculars ràpids). El senyal obtingut en un EOG presenta problemes similars als captats a l'EEG, tot i que al tenir els potencials de l'EOG majors magnitud són més fàcils de mesurar. També es diferencia de l'EEG en que la seva col·locació en punts molt concrets no és necessària, pel que no es requereix l'ajuda d'un expert per adherir-los.

2.2.4.2.2 Ulleres electrooculogràfiques

Diferents equips, tals com els dirigits per Kwon i Bulling, han desenvolupat sistemes integrats en ulleres per mesurar l'EOG [Kwon 99] [Bulling 09]. Consisteix en afegir elèctrodes secs a punts determinats d'una muntura d'ulleres, de manera que aquests estiguin en contacte en la pell i permetin la correcta adquisició dels senyals dels músculs oculars. Podem veure un exemple del sistema a la Figura 2-13.

Aquest dispositiu té com a avantatge respecte el mètode tradicional d'EOG la seva facilitat d'ús i que no requereix de gels conductors per adherir els elèctrodes. Tanmateix és un sistema aparatós i l'usuari necessita posar-se'l expressament cada cop que vulgui usar-lo.

2.2.4.2.3 Mètodes indirectes

“Optalert” és un sistema comercial format per unes ulleres que permeten mesurar indirectament l'activitat ocular d'un conductor [Optalert]. Un sensor de proximitat d'infrarojos muntat en elles mesura l'amplitud a l'obrir i tancar els ulls i la seva velocitat del parpelleig. Les ulleres, mostrades a Figura 2-14, es connecten a través d'USB a un ordinador de bord que mitjançant l'activitat registrada classifica el grau de somnolència de l'usuari. El sistema alerta el conductor amb alarmes auditives i visuals si la somnolència sobrepasa un llindar determinat. Tot i mostrar bons resultats en simulador [Stephan 06], no s'ha generalitzat el seu ús a causa de la falta d'una validació científica completa feta en vehicle real i a la incomoditat d'ús que presenta al no ser un sistema transparent per a l'usuari.

L'activitat ocular també es pot mesurar de manera indirecta i sense contacte amb l'ajuda d'una càmera frontal dirigida al rostre del conductor. Mitjançant l'anàlisi de les seves imatges podem quantificar diferents paràmetres de l'activitat ocular. Donada la diversitat de sistemes existents, seran presentats en un apartat propi (secció 2.3).

2.2.4.3 Viabilitat en vehicle

L'activitat ocular està fortament lligada amb la somnolència, com hem comentat anteriorment, pel que seria un bon indicador de l'estat d'un conductor. Tot i això, el major inconvenient de l'EOG és el mateix que en la resta de variables biomèdiques: la necessitat de contacte.

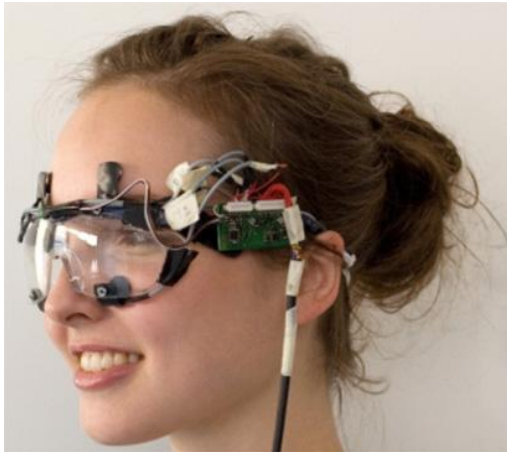


Figura 2-13. Ulleres electrooculogràfiques desenvolupades per Bulling. Font: [Bulling 09].



Figura 2-14. Conductor emprant les ulleres Optalert. Font: [Optalert].

El cas de les ulleres EOG i Optalert és similar al de la banda respiratòria (subapartat 2.2.3.3): per culpa del requisit d'haver-se de posar en cada conducció, podria ser adreçada sols a conductors amb alt risc de patir accidents o de transports perillosos.

En la bibliografia actual, exceptuant Optalert, no s'ha trobat cap sistema dissenyat específicament per detectar somnolència o inatenció en conductors que treballi directament amb l'EOG. Aquest fet es deu segurament a que, tal com es presentarà més endavant, calcular l'activitat ocular a través càmeres és una opció més desitjable que usar dispositius basats en l'EOG.

2.2.5 Activitat muscular

A continuació és presentat l'origen fisiològic i la relació amb la somnolència de l'activitat muscular juntament amb els principals mètodes per detectar-la i la seva viabilitat per ser usats per detectar somnolència en vehicle.

2.2.5.1 Origen fisiològic

Als estudis de son o polisomnografies, a part dels senyals biològics mencionats, s'hi acostuma a estudiar també l'activitat muscular, ja que a mesura que hom s'adorm perd tonicitat als músculs. L'àrea on és més habitual mesurar l'activitat muscular és sota la barbata, lloc que mostra clarament l'inici del son i el seu progrés (reducció contínua de to fins a arribar al capcineig). No obstant això, aquesta pèrdua de to pot també ser mesurada en altres músculs.

2.2.5.2 Mètodes d'obtenció

Als següents subapartats presentarem els mètodes més comuns i amb major interès en la detecció de somnolència per obtenir els senyals musculars.

2.2.5.2.1 Electromiograma

La tècnica habitual per captar l'activitat muscular és l'electromiograma (EMG), mètode amb el mateix principi bàsic que l'EEG, ECG i EOG. Mitjançant la col·locació d'elèctrodes a la superfície de la pell podem detectar la diferència de potencial entre les cèl·lules musculars de la zona a estudiar. Els problemes que presenta l'EMG són similars als de EOG i, igual que en ell, la col·locació dels elèctrodes no és crítica i pot ser duta per algú no expert.

2.2.5.2.2 Mètodes indirectes

La pèrdua de tonicitat muscular no pot detectar-se sols mitjançant la captació de les diferències de potencial musculars sinó que existeixen també mètodes indirectes per fer-ho.

Un dels detectors de somnolència més accessibles econòmicament és un senzill aparell que es col·loca a l'orella del conductor (tal com un aparell d'ajuda a l'audició) que, mitjançant acceleròmetres, detecta quan al conductor li oscil·la el cap i supera un cert angle, moment en que el dispositiu emet una alarma [NapZapper]. A la Figura 2-15 i a la Figura 2-16 podem veure el sistema en detall.

El to muscular també pot ser detectat de manera indirecta i sense contacte usant la visió per computador. Diversos algorismes han estat desenvolupats satisfactòriament per tal de detectar la posició del cap [Murphy-Chutorian 10] [Matsumoto 00].



Figura 2-15. Dispositiu Nap Zapper.

Font: [NapZapper].



Figura 2-16. Conductor emprant un dispositiu

Nap Zapper. Font: [NapZapper].

2.2.5.3 Viabilitat en vehicle

Tot i la clara relació entre somnolència i pèrdua de to muscular, l'EMG no és usat en vehicle per detectar quan un conductor es troba en un estat no apte per conduir. Els problemes de l'ús de l'EMG són similars als dels de l'ECG i EOG: molèstia pel conductor, gran sensibilitat a artefactes i, especialment en l'EMG, altes probabilitats de generar falsos positius causats per moviments de cap no relacionats amb la somnolència.

Els dispositius tipus "Nap Zapper", que emeten un so quan el conductor inclina el cap per sota d'un angle, donen una falsa sensació de seguretat ja que la seva fiabilitat és molt baixa (el seu ús està desaconsellat per la major associació de conductors d'Europa [AutomobileOnline 11]). El sistema mostra un elevat nombre de falses alarmes ja que és també sensible a moviments de cap no relacionats amb la somnolència o inatenció, fet que pot dur al conductor a apagar-lo o no usar-lo. Per altra banda, la seva sensibilitat és reduïda, ja que l'alarma anti-somnolència només s'activarà si el conductor capcineja. És per això que, tot i ser un sistema econòmic i fàcil d'utilitzar, no aporta una solució real al problema de la somnolència en conductors.

2.2.6 Altres variables biomèdiques

Donada la interrelació dels sistemes simpàtic i parasimpàtic al cos en tot el seu conjunt, existeixen molts altres senyals biomèdics que queden afectats per l'entrada en somnolència. En ells, però, els canvis no són tan evidents ni han estat tan estudiats com en els presentats.

2.2.6.1 Temperatura corporal

El cicles circadians, els quals, tal com hem comentat a la introducció, estan fortament correlacionats amb el son, són uns dels reguladors de la temperatura en els éssers humans. La temperatura central del cos, més fiable i constant que la perifèrica, segueix un cicle circadià sinusoidal: durant l'inici del son la temperatura central comença a disminuir, mentre que en l'activació d'una persona la temperatura central augmenta [Kräuchi 02] [Gilbert 04].

El problema que presenta l'ús d'aquesta variable com a indicadora de somnolència en vehicle és, com en moltes altres, la dificultat de ser analitzada en entorns reals. Els estudis que mesuren i analitzen la temperatura corporal es fan en condicions de laboratori controlades on, per exemple, són constants tant la temperatura ambiental com el nivell d'activitat del subjecte. Fora del laboratori, les variacions de temperatura induïdes des de l'entorn són similars a les variacions detectades en condicions estrictes i quasi no es distingeixen. A més, la temperatura corporal central és difícil d'obtenir; ara per ara, un mesurament fiable sols és possible amb mètodes invasius (sondes rectals o intravenoses). És pels motius exposats que actualment no hi ha cap sistema en entorn real que usi la temperatura corporal per detectar somnolència.

2.2.6.2 Pressió arterial i saturació d'oxigen

Existeixen diverses variables fisiològiques derivades de l'activitat cardíaca que, igual que ella, reflecteixen canvis en les transicions vigília-somnolència, d'entre les quals cal destacar la pressió arterial i la saturació d'oxigen en sang. La pressió arterial és la pressió que exerceix la sang que flueix a través dels vasos sanguinis contra les seves parets; cada vegada que el cor batega, una onada de sang és bombejada des del cor a les artèries, de manera que la pressió en les artèries augmenta. La pressió arterial pot mesurar-se utilitzant tècniques directes o indirectes. Els mesuraments directes fan servir catèters per a la determinació invasiva de la pressió arterial, mentre que els mètodes indirectes utilitzen tècniques no invasives però molestes. La més habitual és un maneguet que es situa a la part superior del braç per ocloure temporalment el flux de sang a través de l'artèria braquial, tot i que existeixen també sistemes que l'analitzen a la part superior d'un dit [Burch 47]. Pel que fa a la saturació d'oxigen en sang, normalment s'obté indirectament col·locant un pulsioxímetre en una part del cos relativament translúcida i amb un bon flux sanguini, com per exemple els dits de la mà o el lòbul de l'orella.

Un dels dispositius que permet discriminar entre son i vigília mitjançant aquestes variables és el WatchPAT [Hedner 04]. Es tracta d'un dispositiu similar a un rellotge que analitza mitjançant dos sensors de dit la pressió arterial juntament amb la saturació d'oxigen (Figura 2-17). El principal inconvenient d'aquest sistema és que els sensors de dit són intrusius i afecten la capacitat de maniobra de l'usuari, impeding la conducció de vehicles.

A l'estudi liderat per Kaneko es presenta un sistema integrat al seient d'un vehicle que analitza la pressió arterial per detectar somnolència [Kaneko 08]. Com els canvis en el senyal analitzat són de freqüència lenta, l'alta variabilitat d'entorns reals fan el sistema propens a falses alarmes.

2.2.6.3 Conductància de la pell

La conductància o activitat galvànica de la pell mostra la facilitat de pas elèctric en la pell. Aquesta varia amb el nivell d'humitat del cos, determinat per les glàndules sudorípares, les quals són controlades pel sistema nerviós simpàtic. Si la branca simpàtica del sistema nerviós autònom està molt excitada, l'activitat de les glàndules de la suor també augmentarà, el que al seu torn augmenta la conductància de la pell. D'aquesta manera, la conductància de la pell es pot utilitzar com una mesura de les respostes emocionals i del sistema simpàtic. Ja des de l'any 1982 es coneix que l'inici del son va acompanyat d'una disminució en la conductància mesurada al palmell [Hori 82] i en estudis posteriors ha estat seleccionada com a índex del nivell de vigilància [Yamamoto 92].

Principalment la conductància de la pell s'usa com a variable secundària en la discriminació entre estats de son i vigilància o per determinar nivells d'estrès o emocionals [Q-sensor] [SenseWear]; tot i això existeix algun dispositiu que es basa principalment en ella, tal com Vigiton [Vigiton]. La seva fiabilitat fora de laboratori baixa, ja que la conductància és altament sensible als canvis de temperatura i a la variabilitat intra-personal [Bundele 09] [Ward 04]. Podem veure el dispositiu complet a la Figura 2-18.



Figura 2-17. Dispositiu WatchPAT.

Font: [Medical].



Figura 2-18. Sistema Vigiton.

Font: [Vigiton].

2.3 Anàlisi de l'activitat ocular amb càmera

Els mètodes esmentats fins ara són generalment considerats com a poc fiables o intrusius per a aplicacions al món real, fet que va conduir al desenvolupament d'un tipus diferent de metodologia basada en l'observació no invasiva de l'estat extern d'un conductor. És per aquest motiu que els sistemes més habituals i estudiats per detectar somnolència en vehicles es basen en l'anàlisi d'imatges. La visió per computador té l'avantatge de poder monitoritzar un conductor sense requerir cap acció prèvia per part d'ell (no cal vestir una cinta respiratòria, usar unes ulleres determinades, col·locar-se elèctrodes...) ni interferir amb la seva conducció.

La relació del sistema simpàtico-vagal amb el rostre i els ulls permet que, mitjançant l'anàlisi de les expressions facials del conductor, els seus moviments oculars i el seu parpelleig i fixació de la mirada, es pugui estimar l'estat de vigilància i somnolència en que es troba. L'únic dispositiu necessari és una càmera de vídeo dirigida frontalment al conductor per a l'adquisició de la imatge. A aquestes imatges s'hi aplica típicament una combinació de tècniques de visió per computador i aprenentatge automàtic per detectar esdeveniments d'interès, mesurar-los, i prendre una decisió sobre el nivell d'alerta del conductor.

2.3.1 Paràmetres d'interès

Entre totes les variables analitzades per detectar somnolència mitjançant l'anàlisi d'imatges, el PERCLOS (proporció de temps en un minut en què la parpella cobreix un mínim del 80% la pupila [Wierwille 94]) és la que presenta una major correlació amb la somnolència [Abe 11]. A la Figura 2-19 s'ha mostrat un exemple de resultats del càlcul del PERCLOS. Altres estudis s'han centrat en la direcció de la mirada [Matsumoto 00] o la freqüència de parpelleig [Verwey 00]. Generalment, per tal de tenir un sistema el més robust possible, s'usa com a indicador el PERCLOS ajudat per una combinació de les variables esmentades anteriorment [Bergasa 06].

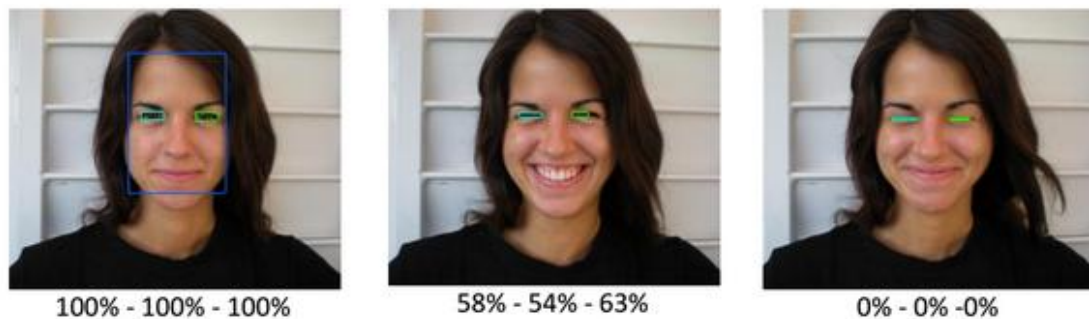


Figura 2-19. PERCLOS mitjà (primer nombre), de l'ull esquerre (segon nombre) i de l'ull dret (tercer nombre) obtingut per tres imatges.

2.3.2 Sistemes desenvolupats

La majoria d'estudis realitzats han estat desenvolupats en laboratori o han tingut una aplicació limitada a la carretera. A més dels reptes associats amb els algorismes de visió per ordinador, aprenentatge automàtic i processament d'imatges, en cas de voler ser aplicats en un entorn real a aquests sistemes se'ls presenten dificultats afegides tals com el requeriment de treballar en temps real i la necessitat de ser robusts quan s'enfronten a canvis d'il·luminació, lents brutes, camins amb sots, il·luminació irregular, sol frontal al conductor, conducció nocturna, etc. Aquesta última situació és sovint solucionada amb l'ús de càmeres infraroges que il·luminen el rostre del conductor [Ji 04] [Bergasa 06]. També resulta problemàtic l'ús d'ulleres, especialment les de sol. A més a més, Horne mostra un escepticisme considerable sobre la utilitat de les mesures de parpelleig en la detecció de somnolència en vehicle real, ja que afirma que el parpelleig del conductor es veu afectat per factors externs a la somnolència tals com la il·luminació de la carretera, els llums dels altres vehicles, la temperatura de l'aire i l'estat del sistema de ventilació al vehicle, entre d'altres [Horne 96].

Tot i les complexitats a superar per al correcte funcionament en un entorn real, podem trobar en desenvolupament o al mercat diversos sistemes d'aquest tipus, alguns d'ells integrats al vehicle pel propi fabricant i d'altres independents.

El grup Toyota va introduir l'any 2006 un sistema de detecció de somnolència a determinats models de la seva marca Lexus que va batejar amb el nom de “Driver monitoring system” [Lexus]. Està format per una càmera situada sobre l'eix de rotació del volant envoltada per sis LEDs infrarojos encarregats d'il·luminar el rostre en condicions de baixa il·luminació (Figura 2-20). El sistema presentat inicialment analitzava la posició del cap del conductor juntament amb la direcció de la mirada per determinar el seu grau d'alerta. Una nova versió del sistema presentada al 2008 afegeix l'anàlisi del PERCLOS al sistema, creant un sistema més robust capaç de detectar tant distraccions del conductor com somnolència.



Figura 2-20. A la part central inferior de la imatge podem veure el sistema “Driving monitoring system” de Lexus, amb la càmera al centre i tres LEDs infrarojos a cada costat. Font: [Lexus].



Figura 2-21. Dispositiu Fovio.
Font: [Machines].



Figura 2-22. Sistema “Antisleep” desenvolupat per a Saab. Font: [AntiSleep].

L'empresa SeeingMachines ha desenvolupat "Fovio" (Figura 2-21), un petit dispositiu portàtil i independent del vehicle que analitza la direcció de la mirada per a determinar el grau d'alerta d'un conductor [Fovio]. Es troba en desenvolupament una millora del sistema que analitzarà també el grau d'obertura dels ulls de l'usuari per tal de detectar episodis de somnolència. En una primera fase de validació asseguren que ha estat capaç de reduir en un 90% els casos de fatiga en conductors de flota, tot i que no existeixen estudis científics que ho validin [Machines].

Un altre detector de somnolència independent és el "Copilot" [Grace 01]. Aquest sistema, provat en camioners en un entorn real, calcula el PERCLOS per tal de mesurar la somnolència del conductor. És capaç de treballar en condicions de poca llum gràcies a un sistema d'il·luminació amb LEDs infrarojos.

SmartEye ha desenvolupat conjuntament amb Saab "AntiSleep" (Figura 2-22), un sistema format per una càmera i dos grups d'emissors d'infrarojos que a través de l'anàlisi de diversos paràmetres facials (posició i rotació del cap, direcció de la mirada, obertura de parpelles i anàlisi del parpelleig) avisa el conductor quan entra en somnolència [AntiSleep].

2.4 Anàlisi de la conducció

Entre els mètodes indirectes per detectar somnolència en conductors detaquen les tècniques que es basen en analitzar-ne la conducció i en general la interacció del conductor amb el vehicle. A mesura que hom entra en somnolència la seva conducció empitjora i es degrada progressivament, arribant a poder ser gairebé tan perillosa com si es realitzés sota els efectes de l'alcohol [Williamson 00] [Hack 01]. Tant la concentració com la capacitat de reacció davant imprevistos decau a mesura que s'incrementa la somnolència, pel que és fàcil que un conductor fatigat no sigui capaç de mantenir-se centrat en la carretera i no segueixi una trajectòria regular i correcta en el carril. A més, en cas de produir-se una desviació important o sortida de carril les maniobres correctives acostumen a ser brusques i amb retard [Dinges 95] [NCSDR/NHTSA 98]. Això ocorre especialment en autopistes i carreteres de velocitats elevades, les quals tenen sovint traçats monòtons [NCSDR/NHTSA 98] [Thiffault 03]. Els sistemes presentats en aquest apartat busquen detectar aquests tipus de canvis i errors en la conducció.

La detecció de somnolència en vehicle a través de l'anàlisi de la conducció té com a punts forts la seva completa transparència de cara al conductor, la seva fàcil integració en vehicle i que detecta exactament el que volem evitar: conducció potencialment perillosa. Per altra banda, la seva aplicabilitat en entorn real presenta un problema amb l'alt nombre de falsos positius que poden generar-se. En una conducció normal molts trams requereixen maniobres que poden confondre's amb les de fatiga (avançaments, circulació per carreteres amb corbes,

incorporacions o canvis de via, vibracions, etc.). La majoria d'estudis existents no tenen en compte aquests casos, ja que per raons econòmiques i de seguretat realitzen els assajos en simuladors de conducció. A les dades provinents de simulador, on tots els paràmetres i factors externs estan completament controlats, no s'hi pot trobar la complexitat existent al món real.

Tot i això, algunes marques han desenvolupat i incorporat als seus vehicles detectors de somnolència basats en el comportament de conducció, els quals seran presentats en els següents apartats. De molts d'ells sols s'ha trobat informació de caire comercial i no detalls tècnics, segurament amb la finalitat de protegir els seus algorismes dels competidors.

Segons el nivell d'equipament del vehicle, els detectors de somnolència per conducció es classifiquen en dos grups: els que usen únicament la informació existent al bus de comunicacions del vehicle (anomenat bus CAN) i els que, a part de la informació del CAN, usen també dades proporcionades per una càmera frontal de reconeixement de línies del carril.

2.4.1 Moviments de volant

Els mètodes que sols empren informació interna del vehicle utilitzen majoritàriament els moviments de volant com a indicador principal. La mesura de la posició del volant es duu a terme mitjançant un sensor d'angle muntat sobre la columna de direcció (carcassa llarga que conté l'eix de la direcció que connecta el volant a la caixa de canvis de direcció), gràcies al qual es poden detectar fins i tot els moviments més petits. A la Figura 2-23 veiem el seu esquema.

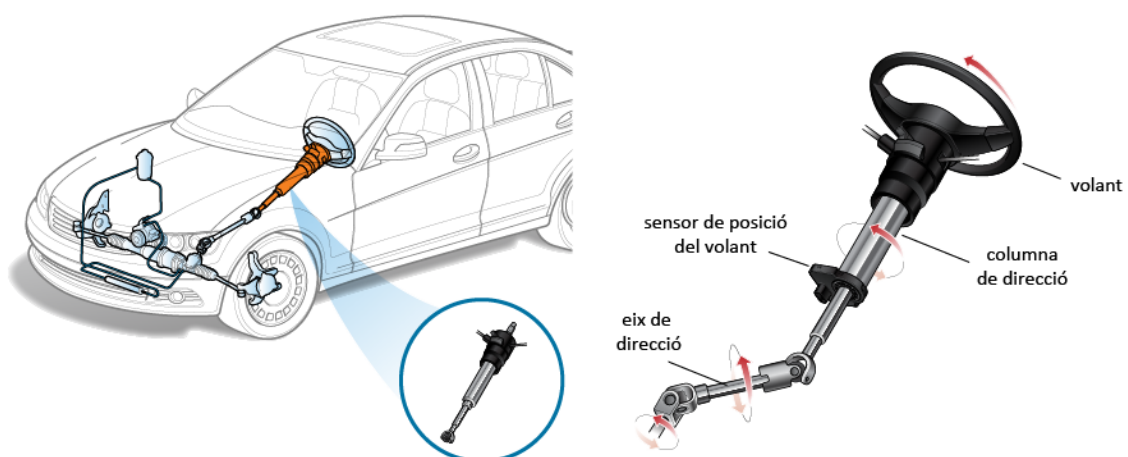


Figura 2-23. Esquema de la columna de direcció que es troba als vehicles moderns.

Font: imatge modificada de [RepairPal].

Tal com s'ha comentat, la trajectòria d'un conductor acostuma a ser més irregular a mesura que creix la seva somnolència. Aquesta irregularitat ve causada pel descens en el nombre de micro-correccions de volant, conseqüència de la falta de concentració i lentitud de moviments. A major somnolència menys freqüents són les correccions de volant comparades amb les que es troben en una conducció normal, pel que la magnitud de les mateixes per tal de centrar el vehicle en el carril també serà major; a més, en casos extrems, poden ocórrer sortides de carril, pel que la correcció del conductor serà brusca i de gran magnitud [Otmami 05] [van der Hulst 01] [Thiffault 03]. Tot i que la majoria d'estudis es centren en la freqüència d'aquests moviments, determinades variables que se'n deriven són usades també recurrentment en la literatura, especialment els "reversals", o nombre de canvis de sentit entre dos moviments de volant. Ja al 1981, J. M. Ryder va presentar que la freqüència dels *reversals* disminueix a mesura que augmenta el temps de conducció [Ryder 81]. Elling, d'altra banda, proposa emprar els *reversals* conjuntament amb la desviació estàndard de l'angle del volant per detectar somnolència [Elling 94].

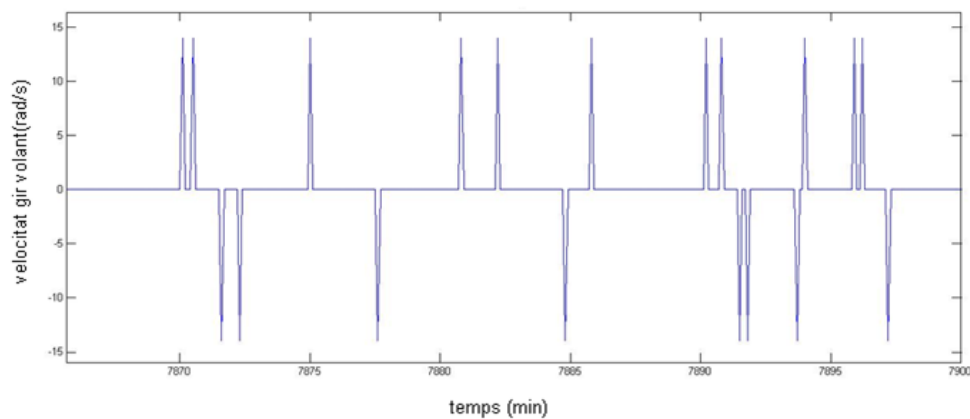


Figura 2-24. Senyal de volant amb 19 moviments de volant, 9 d'ells *reversals*.

La variabilitat del volant és el paràmetre principal estudiat per Wylie [Wylie 96]. A l'estudi, però, es detecta que aquesta variable sola no podrà assolir el seu ple potencial com indicador de somnolència en vehicle real ja que està afectada per la carretera per on es condueix i el seu traçat, pel que dissenyar un sistema capaç de corregir o mitigar els efectes del tipus de carretera és primordial. Els autors de l'article suggereixen tenir en compte la densitat espectral de la potència de l'angle de volant, tal com va indicar també Gabrielsen [Gabrielsen 94], tot i que el seu estudi estava limitat a un anàlisi general realitzat amb l'assaig finalitzat (no a temps real).

Yatusoshi Seko va desenvolupar durant la dècada dels 80 per a Nissan un conjunt de patents, la primera d'elles [Seko 84], per detectar somnolència mitjançant els moviments de volant. Utilitza principalment dos algorismes per abordar el problema. El primer es basa en calcular el nombre de moviments de volant en un interval de temps determinat, si aquests i el nombre de *reversals* superen certs llindars prefixats, es considerarà que el conductor ha entrat en somnolència. El segon mètode descrit cerca períodes relativament llargs d'inactivitat al volant seguits per un moviment bruscat. Segons la durada del període i la magnitud i velocitat de l'ajustament abrupte el sistema determinarà l'estat del conductor. Per tal d'evitar falses alarmes van desenvolupar un mòdul per detectar si el vehicle es troba en una corba i un per determinar l'estat de l'asfalt de la carretera, en cas de ser molt irregular o tenir molts bonys, el detector de somnolència es desactivarà.

També Sayed va desenvolupar un model basat en xarxes neuronals utilitzant principalment informació de l'angle de volant [Sayed 01]. Les dades provenien d'un simulador conduït per persones amb diferents nivells de privadesa de son. La precisió obtinguda és del 89% per a vigília i del 85% per a somnolència. Un sistema desenvolupat pel mateix equip també basat en xarxes neuronals és presentat per Eskandarian [Eskandarian 07]; com a únic paràmetre d'entrada emprà l'angle del volant però, a diferència de l'anterior, les conduccions han estat fetes en un simulador de camions enlloc d'un de turismes.

Recerca liderada per Krajewski presenta diferents característiques extrems del senyal de volant d'un simulador (en els dominis del temps, freqüència i espai d'estats) alimenten mètodes d'aprenentatge automàtic; les seves sortides es combinen entre si per generar un indicador de somnolència [Krajewski 09]. Els resultats es corresponen en un 86.1% amb els nivells de somnolència subjectius indicats pel propi conductor i dos observadors externs.

Ja Fukuda desenvolupà un sistema per Toyota basat en l'angle de volant [Fukuda 95]. En ell es realitza un aprenentatge dels intervals de moviments de volant a diferents velocitats mentre el conductor està alerta. Com que aquests intervals varien amb la velocitat i el comportament individual, Fukuda els normalitza a 80 km/h. Aquests intervals es calculen constantment. Quan superen un llindar determinat, que varia amb la velocitat, el conductor és considerat no apte. Aquest llindar ve determinat per la mitjana del producte del valor mitjà dels intervals dels moviments de volant apresos durant l'estat normal i el valor mitjà dels intervals dels moviments de volant recents. Els resultats mostren una bona correlació amb l'EEG.

Mercedes-Benz va introduir l'any 2009 als seus models Classe E i Classe S i l'any 2011 al camió Actros un detector de somnolència basat en dades del CAN, el qual va anomenar "Attention assist". A part de variables com la velocitat, l'acceleració lateral i els intermitents, el sistema de Mercedes analitza en profunditat els moviments del volant per detectar degradacions en la conducció. Més concretament, cerca moviments específics de

volant en els moments immediatament posteriors a un període d'inactivitat [Galley 09]. Així com el sistema anterior, l'Attention assist observa durant la primera mitja hora el comportament de conducció de l'usuari per, un cop obtingut el seu patró de conducció normal, poder identificar la desviació del mateix i avisar tant acústicament com visualment del fet que s'ha detectat un comportament anòmal. Podem veure un resum de les seves característiques proporcionat pel fabricant a la Figura 2-25. El sistema està actiu per velocitats entre els 80 km/h i els 180 km/h. Amb la finalitat de causar el mínim de molèsties al conductor, l'algorisme ha estat dissenyat amb una alta especificitat.

A l'any 2011 Volkswagen va introduir als seus vehicles de gamma alta el "Fatigue detection", dissenyat per Bosch. El sistema analitza les característiques de conducció, especialment la freqüència en els moviments de volant i la seva brusquedat, i si identifica possible fatiga recomana al conductor prendre un descans. S'avalua contínuament la informació del volant junt amb altres senyals secundaris del vehicle (pedals, intermitents, hora del dia...) en autopistes i vies ràpides a velocitats superiors als 65 km/h. El sistema requereix d'un temps mínim de conducció de 15 minuts per tal de caracteritzar el conductor i poder generar les primeres alarmes. La funcionalitat del detector no inclou conduccions esportives ni conduccions en carreteres amb corbes o en mal estat. Tal com indica el fabricant, aquests casos no estan contemplats en l'algorisme i els resultats obtinguts poden no ser correctes. [Volkswagen 11] [technology today 12]

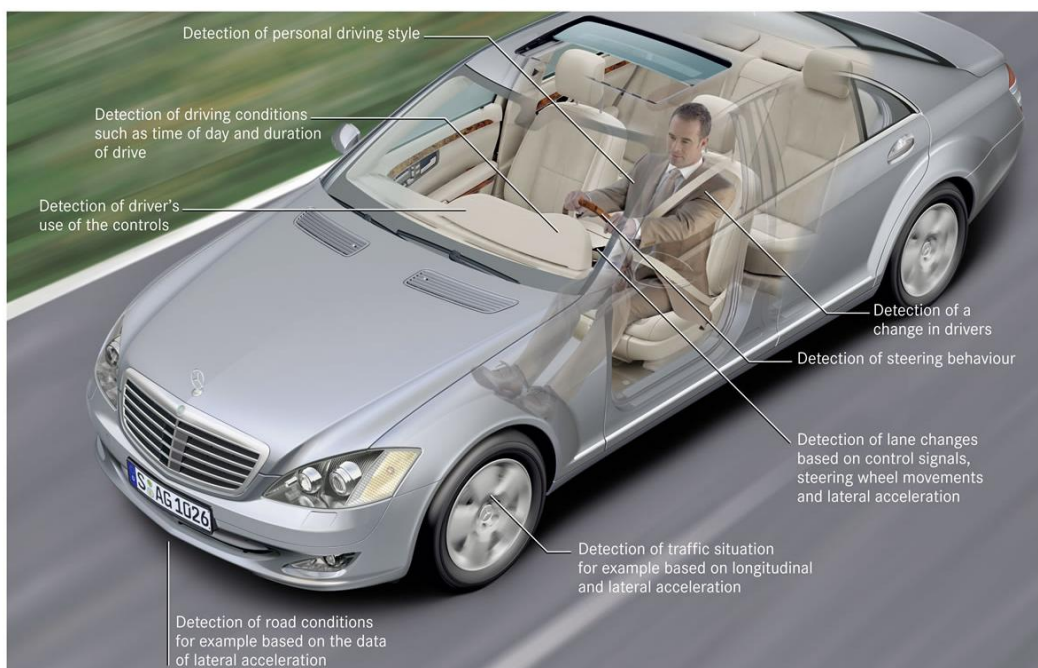


Figura 2-25. Descripció de les funcionalitats de que consta l'“Attention assist” de Mercedes.

Font: [Autobild 09].

Cal esmentar que als sistemes basats exclusivament en dades de CAN, com a conseqüència de la necessitat de treballar amb un nombre elevat de dades internes del vehicle (fortament codificades), no existeixen detectors d'aquest tipus independents del fabricant automobilístic.

2.4.2 Posició en el carril

La variabilitat de la posició del vehicle en el carril és també un clar indicador de fatiga però, a diferència del sistema anterior, requereix d'una càmera frontal per al seu funcionament, fet que encareix el sistema. Les càmeres de reconeixement de carril proporcionen informació de la distància des del centre del vehicle a cada una de les dues línies que delimiten el carril, tal com veiem a la Figura 2-26. Depenent del model de càmera poden oferir informació addicional tal com el grau de confiança en la detecció de les línies, la curvatura de la carretera, la visibilitat, el tipus de línia (contínua o discontinua), etc.

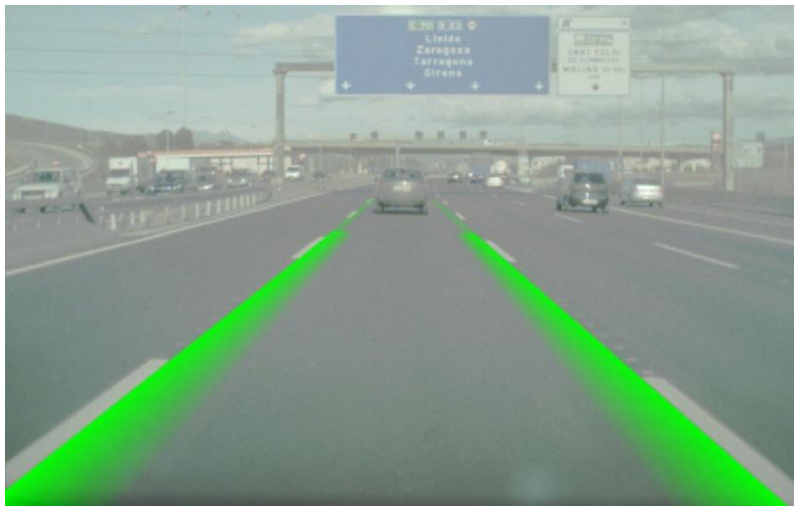


Figura 2-26. Línies detectades per un sistema de reconeixement de línies de carril.

Tal com hem vist, la fatiga té un impacte negatiu en la capacitat del conductor per mantenir la trajectòria del vehicle. S'ha demostrat que la fatiga provoca desviaments en el carril, quedant clarament reflectits en la desviació estàndard de la posició del vehicle [van der Hulst 01] [Ingre 06]. També les sortides de carril, especialment pel costat dret, s'incrementen a mesura que apareix la somnolència [Otmani 05].

L'equip d'Arnedt va observar efectes similars causats per la privació de son [Arnedt 00]. Després de 20 hores o d'una nit sencera sense dormir, els conductors dels seus assajos van

mostrar una disminució en el control de la posició del vehicle crítica per la seva seguretat. En concret, als assajos amb privació de son, la variabilitat de la posició s'incrementava considerablement i els conductors eren més propensos a sortir-se del seu carril i circular per fora de la carretera simulada. A l'estudi també es va detectar que la privació prolongada de son produeix un deteriorament en la conducció similar a la d'una concentració d'alcohol en sang del 0'07-0'08%.

També l'equip de Philip va estudiar els efectes que causa la privació del son en el comportament de la conducció [Philip 03]. Els assajos es van realitzar amb 114 subjectes dividits en dos grups (un amb participants privats de son i un de control). Als assajos, realitzats en simulador, s'hi va mesurar l'autoavaluació de la fatiga, el temps de reacció i el nombre de desviacions de carril de cada participant. Els resultats d'aquest estudi mostren una probabilitat vuit cops major en els subjectes privats de son de patir sortides de carril.

A la recerca d'Arnedt i el seu equip les dades emprades provenen de conduccions en autopista i zones urbanes realitzades en simulador [Arnedt 05]. Onze participants van conduir durant tota la nit sense dormir. Es varen registrar mesures fisiològiques (EEG, EOG i EMG), la seva avaluació subjectiva de somnolència (SSS) i el seu comportament de conducció (posició en el carril, variabilitat i desviació estàndard de la posició, desviació i variabilitat de velocitat i nombre de sortides de carril). Els resultats van mostrar que a mesura que passava el temps, la posició del vehicle respecte el centre del carril era més variable. A més, com més avançava la nit la probabilitats de sortir de la carretera dels participants s'incrementava.

L'estudi dut a terme per Ersal realitza una caracterització de la conducció normal mitjançant models de xarxes neuronals [Ersal 10]. Conjuntament amb un sistema de màquines de vector de suport (SVM), l'algorisme és capaç de discriminar entre una conducció normal i una de no apta. Com a dades d'entrada s'utilitzen la posició del vehicle en el carril conjuntament amb altra informació que es pot trobar al bus CAN del vehicle tal com la velocitat i els pedals. La mitjana i la desviació estàndard dels residus (diferència entre el comportament actual i el model) són emprades com a entrades del classificador basat en SVM.

La majoria dels sistemes mencionats es basen en dades de simulador. Les dades de simulador aporten controlabilitat a tots els factors externs de la conducció (carretera, trànsit, visibilitat, entorn...), correctesa a les dades (tant internes al vehicle com referents a la seva posició en el carril) i seguretat al conductor; factors impossibles de controlar per complet en un entorn real. En canvi, en elles no hi trobarem la complexitat existent al món real, que dificulta enormement l'anàlisi de la conducció. Tot i això, podem trobar alguns algorismes que han fet front a aquestes dificultats i s'han integrat en vehicles.

A finals del 2007 Volvo va ser la pionera en introduir un sistema de detecció d'inatenció integrat al vehicle. Els models on s'hi podia afegir opcionalment el "Driver alert control" estaven equipats amb una càmera dirigida a la carretera encarregada de calcular la posició lateral del vehicle en relació amb el carril. El sistema avalua a partir dels 65 km/h si la trajectòria del vehicle és segura i controlada estudiant la freqüència i proximitat de possibles sortides involuntàries de carril. En concret, l'algoritme es basa en calcular la posició del vehicle en un instant i preveure quina ha de ser la trajectòria esperada fins a un instant posterior (després de 0'5s o 2s), tal com veiem representat a la Figura 2-27. En aquest segon instant es compara la trajectòria real amb l'esperada, comparació de la qual s'extreu una diferència que servirà de base per calcular el nivell l'alarma que es mostrarà [Birk 09]. Aquesta alarma es troba integrada al panell del vehicle on cinc barres simbolitzen el nivell de concentració del conductor. A mesura que aquest nivell decreix, les barres es van buidant fins a arribar, en última instància, a un senyal acústic d'avís. A diferència dels sistemes que analitzen els moviments de volant, aquest usa un nombre reduït de senyals del CAN (intermitents i velocitat) i no caracteritza l'estil de conducció de l'usuari.



Figura 2-27. Representació del funcionament dissenyat per Volvo. En verd es mostra la trajectòria predita, mentre que en vermell la real. Font: [Volvo 08].

Ford va presentar a mitjans de l'any 2010 el nou conjunt de sistemes de seguretat per la nova versió de Ford Mondeo, entre ells el "Driver alert" (Figura 2-28). El vehicle ve equipat amb una càmera de reconeixement de línies muntada a la part posterior del retrovisor interior, la qual calcula la distància a les línies de carril d'ambdós costats del vehicle. El funcionament és molt similar al del sistema de Volvo, del que n'és una evolució: quan el vehicle està en moviment, gràcies a la càmera que enfoca la carretera el sistema prediu la posició futura del vehicle en relació amb el carril. Posteriorment mesura la trajectòria real del vehicle i, si la diferència és significativa, s'emet una primera advertència. En cas que el conductor no en faci cas i es segueixin detectant patrons de somnolència, se

n'emetrà una segona més potent. El sistema sols es reiniciarà de nou si s'apaga el motor o s'obre la porta del conductor. Segons Ford el vehicle és prou robust com per distingir entre somnolència i avançaments sense intermitents; també asseguren haver assolit un índex de detecció del 100% en simulador. [Ford 10] [Ford 11]



Figura 2-28. Avís proporcionat pel Driver alert de Ford. Font: [Ford 11].

Diversos fabricants i desenvolupadors de càmeres de reconeixement de línies han creat models independents que poden incorporar-se a qualsevol vehicle (sistemes *aftermarket*) sense intervenció del fabricant automobilístic. Tot i això, com els detectors de somnolència necessiten, per tal no donar falses alarmes, un mínim de senyals interns del vehicle tals com els intermitents i la velocitat (distribuïts a través del bus CAN, habitualment codificat), la majoria dels sistemes de reconeixement de línies independents incorporen simplement un avisador de sortides de carril, no de degradació de la conducció.

No obstant això, al 2005 es va presentar la tercera generació del sistema "SafeTRAC", un detector de línies i de somnolència desenvolupat per l'empresa nord-americana AssistWare Technology Inc. Mitjançant una càmera enfocada a la carretera muntada al parabrises del vehicle es monitoritza la distància a les línies carril. Amb ella, el dispositiu calcula un grau de somnolència (0-99%) que es va actualitzant de manera contínua. En cas que el conductor es desviï massa del carril o en surti sense usar l'intermitent, la puntuació baixarà i SafeTRAC generarà un avís recomanant reposar. L'empresa assegura haver validat el sistema amb més de 80.000 km, en els quals es va detectar correctament el carril un 99% del temps i on va aparèixer una falsa alarma cada 4-5 hores. Malauradament no es donen detalls de com s'ha mesurat aquesta validació ni existeix cap validació independent del sistema. Tampoc queda clar com accedeix el dispositiu a les dades d'intermitent del vehicle, les quals diu emprar. [AssistwareTechnology 05]

2.5 Sistemes combinats

Tal com hem pogut veure, s'han realitzat recerques en diversos laboratoris per estudiar diferents mesures que permetin avaluar l'estat d'alerta d'un conductor, tant subjectives, biomèdiques, visuals com conductuals. Heitmann opina que cap d'aquestes mesures és per si sola suficient per detectar somnolència amb alta fiabilitat i robustesa, ja que cadascuna d'elles té fortaleces però també limitacions [Heitmann 01]. Tot i això, existeix poca literatura que estudiï com combinar dues o més de les mètriques esmentades.

Els mètodes més obvis de combinar són els que treballen amb informació del vehicle: posició al carril, moviments de volant, pedals, etc. Per exemple, Wierwille [Wierwille 94] presenta una combinació lineal de la desviació estàndard de la velocitat lateral, la desviació estàndard de la posició lateral respecte al carril, la desviació estàndard mitja de la distància entre el vehicle i el carril quan el vehicle es troba fora del carril, la proporció de temps en què la velocitat del volant és superior als 150 graus/s, el nombre de vegades que el volant es manté immòbil durant més de 0'4 segons, i la proporció de temps que el volant es manté immòbil durant 0'4 segons o més. Els autors indiquen que l'algorisme obté un 98% de classificacions correctes en relació al PERCLOS.

Un projecte on van convergir esforços de diferents centres per tal de crear un sistema multivariable fou el projecte europeu AWAKE [European-Commission 04]. En ell es van desenvolupar sistemes per detectar somnolència basats cada un d'ells en diferents mètriques: el parpelleig, canvis en la pressió de subjecció del volant, posició en el carril i activitat dels pedals. Tot i no haver obtingut resultats destacables, és una aproximació interessant a la problemàtica.

Eskandarian va estudiar la implementació de dues xarxes neuronals detectores de fatiga: una emprava sols l'angle de gir del volant i l'altra l'angle de gir del volant conjuntament amb el PERCLOS [Eskandarian 07]. La conclusió dels autors és que el detector que té com a entrades l'angle de gir del volant i el PERCLOS gaudeix d'una major precisió que el que sols empra informació del volant.

A la recerca de Vadeby es desenvolupen cinc models mitjançant regressions de Cox a partir d'un conjunt de dades d'un estudi de simulació [Vadeby 10]. Les dades, fisiològiques i de comportament en la conducció, són usades tant autònomament com en combinació. Els autors afirmen que la combinació d'indicadors de parpelleig (concretament, de la relació entre l'amplitud de parpelleig i la velocitat de tancament de les parpelles), de la desviació estàndard de la posició lateral i de la desviació estàndard de l'acceleració lateral mostra ser la mesura més sensible per a detectar somnolència, amb una sensibilitat del 0'80.

L'equip de Miyaji implementa un detector de distraccions basat en informació visual del conductor (direcció de la mirada, diàmetre de les pupil·les i orientació) el qual combina amb un anàlisi de la informació cardíaca per tal de millorar-ne la precisió [Miyaji 09]. La informació cardíaca fou obtinguda mitjançant un electrocardiograma convencional. L'assaig es va a dur a terme en un simulador.

Sandberg avalua diferents indicadors de la somnolència existents a la literatura juntament amb combinacions no lineals dels mateixos [Sandberg 08]. Aquestes combinacions no lineals van superar els resultats dels indicadors inclosos en l'anàlisi per separat. No obstant això, els autors especifiquen que les millores obtingudes eren poc destacables.

Tal com veiem els estudis mostren que la combinació de diferents indicadors permet identificar la somnolència amb més fiabilitat i robustesa que si sols fos usat un de sol. Concretament, hem observat com la combinació de variables relatives al comportament de conducció amb el PERCLOS proporciona bons resultats. Tot i això, cal remarcar que la literatura existent es reduïda i moltes combinacions, principalment amb senyals fisiològics, no han estat encara estudiades amb profunditat.

2.6 Avaluació de la somnolència

Com hem vist als punts anteriors, els algorismes i mètodes de detecció de conductors en estats no aptes han estat un tema de recerca recurrent en els darrers anys. Un punt clau en el desenvolupament d'aquest tipus d'algorismes és la selecció d'un criteri adequat per quantificar la somnolència i servir com a referència o "*gold standard*" de l'estudi, ja que aquesta no pot ser calculada directament. Decidir aquest criteri, que hauria de ser vàlid, repetible i fiable, és un aspecte important en la majoria d'estudis, atès que actualment no existeix una mesura de la somnolència en conductors que sigui acceptada de manera general per tota la comunitat. La dificultat per avaluar la somnolència rau en el fet que la correlació entre la sensació subjectiva i les conseqüències objectives no és lineal, i depèn de molts factors personals i històrics del subjecte.

La mesura emprada com a referència no ha de necessàriament ser obtinguda durant una conducció real o en temps real, però sí ha de permetre ser extreta o calculada en experiments, de manera que els algorismes es puguin entrenar i validar contra aquesta mesura considerada com a somnolència "real". Aquest criteri es pot basar en diferents mesures o característiques del conductor, ja siguin subjectives (avaluacions del propi conductor o externes) o objectives (tant fisiològiques com del seu rendiment en la conducció).

2.6.1 Variables de referència

Els estudis presentats als punts anteriors mostren aquesta diversitat de criteris a l'hora d'usar una referència per validar la somnolència. Principalment poden dividir-se en els basats en mesures fisiològiques i en els basats en mesures subjectives, aquests últims més emprats que els anteriors.

Mesures fisiològiques

El grup liderat per Simon [Simon 11] mesura l'efectivitat dels *spindles* de l'EEG per detectar somnolència mitjançant la comparació dels 20 primers minuts de conducció d'un subjecte amb els seus últims 20 minuts, sempre i quan el conductor hagi avortat la conducció al·legant extrema fatiga. La diferència entre l'inici i el final de la simulació de les variables a estudiar també és usada per Zhao, ajudant-se en aquest cas d'un test d'atenció [Zhao 12].

Tot i ser el mètode més fiable per detectar somnolència, les polisomnografies o els EEG són poc emprades en estudis fora de laboratori, tal com hem comentat anteriorment. Dels estudis presentats, sols Hedner ha validat el seu detector de somnolència usant una polisomnografia completa com a referència de l'estat del conductor [Hedner 04].

Mesures subjectives: autoavaluació

L'autoavaluació del conductor és usada en diversos dels estudis presentats. Un d'ells és el de Krajewski, on s'empra el mètode KSS, el qual l'autor binaritza i del que descarta els valors propers al llindar [Krajewski 09]. També Ingre usa com a referència de somnolència el KSS [Ingre 06]. A la investigació liderada per Arnedt, els autors avaluen paràmetres biomèdics i de conducció mitjançant l'escala SSS i un test nocturn de latències múltiples [Arnedt 05].

PERCLOS i mesures subjectives: avaluació externa

L'estimació subjectiva de somnolència per part d'observadors externs és també un mètode recurrent. Individualment és usada a la recerca de [Bergasa 06]; de manera conjunta amb altres mètodes la podem trobar a diferents estudis. Un d'ells està realitzat per Eskandarian i Mortazavi, els quals van definir la somnolència, a part de amb el PERCLOS, basat-se en l'avaluació externa durant i després de cada assaig mitjançant dues escales definides pels propis autors [Eskandarian 07].

Mesures subjectives: conducció

A l'estudi de van der Hulst s'empra un mètode subjectiu d'avaluació de l'estat del conductor conjuntament amb un d'avaluació subjectiva de la conducció [van der Hulst 01]. La conducció també és emprada com a referència a les investigacions d'Otmani i de Philip,

concretament, consideren el conductor en somnolència si una de les rodes del simulador toca la línia del carril [Otmani 05] [Philip 03]. En la recerca d'Arnedt s'usa la mateixa mesura però més restrictiva: sols es considera un conductor en somnolència si el vehicle complet surt fora del carril [Arnedt 00]. Stephan també emprava variables relatives a la conducció (la posició lateral mitjana i la variabilitat al carril) per validar els resultats del sistema Optalert [Stephan 06].

2.6.2 Finestra temporal

Un altre punt a tenir en compte a l'hora d'avaluar un sistema detector de somnolència és la finestra de detecció permesa, és a dir, amb quina antelació s'ha d'avisar al conductor abans que succeeixi un esdeveniment crític. És un aspecte també complex, ja que les diverses manifestacions de somnolència comencen a poder ser percebudes en instants diferents i de manera gradual. En alguns dels estudis anteriors la variabilitat en el temps queda emmascarada ja que els resultats són presentats com a mitjanes de tot el període de prova, especialment en aquells assajos on els subjectes estan dividits en dos grups: alertes i privats de son. Els estudis que van analitzar paràmetres relacionats amb la somnolència en intervals temporals van poder concloure que aquests no eren constants en el temps, sinó que a mesura que s'incrementava la durada de l'assaig augmentava gradualment la somnolència així com també els paràmetres estudiats [Thiffault 03] [Hack 01].

Tot i que els indicadors de somnolència han de ser calculats com a mitjanes en el temps, no hi ha un acord en la mida que ha de tenir aquesta finestra temporal de predicció. La mida d'aquesta finestra presenta una disjuntiva entre velocitat i precisió. Si la finestra de temps és massa curta, el sistema podrà ser un simple detector de soroll o de moments puntuals de distracció que generarà un nombre excessiu de falses alarmes i molestarà el conductor. D'altra banda, si la finestra de temps és massa llarga, el sistema tindrà una resposta massa lenta per ser d'alguna utilitat pràctica.

2.6.3 Conclusions

Tal com podem veure, no existeix actualment un acord sobre quin és el millor criteri per detectar somnolència en conductors. Cada autor ha emprat per al seu estudi el que ha cregut millor o més convenient per assolir els seus objectius. Tots els criteris mencionats tenen punts forts i punts dèbils; per això en cada estudi es cerca un compromís entre la fiabilitat dels indicadors, la dificultat per realitzar-ne les mesures i la seva correlació amb la somnolència real. Això mostra la complexitat per detectar estats no aptes en conductors.

2.7 Discussió

En aquest capítol hem pogut veure l'existència de diferents mètodes per detectar somnolència o estats no aptes per conduir (Figura 2-29). Donat que l'origen dels canvis causats per la son rau al sistema nerviós, el més lògic seria centrar la cerca directament en les variacions fisiològiques del cos humà. Malauradament, hem pogut veure que els sensors per registrar senyals biomèdics no estan suficientment avançats per a l'ús que els hi volem donar. La necessitat de contacte, la sensibilitat a artefactes i la seva baixa robustesa fora de laboratori els fa sistemes invàlids per ser usats en vehicle. Tot i això, amb més recerca seria viable l'ús de sistemes de contacte "còmodes", tals com un pulsioxímetre o una banda respiratòria, en professionals de la conducció amb risc elevat de patir accidents (conductors amb llargues jornades o amb patologies del son) o amb alta perillositat (conductors de mercaderies perilloses).

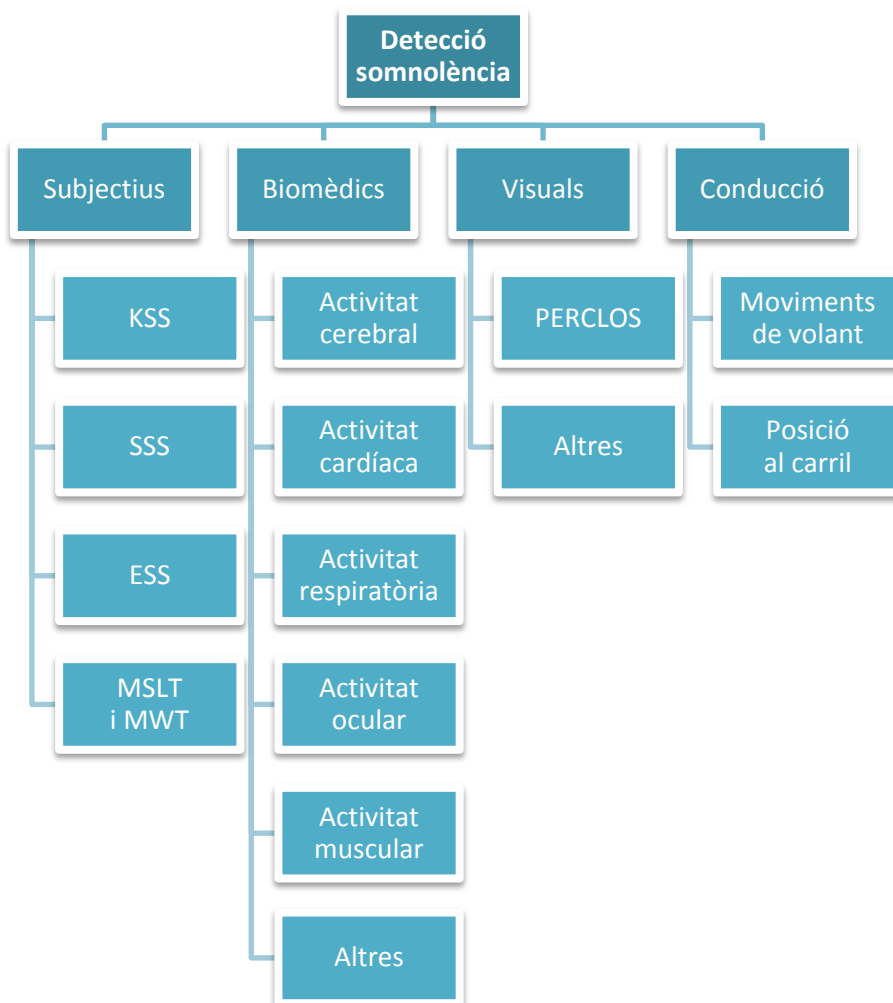


Figura 2-29. Resum dels mètodes més destacats per detectar somnolència.

Per evitar accidents en conductors de flotes també és una bona opció l'ús d'una càmera de PERCLOS. Han mostrat una alta correlació amb la somnolència i no requereixen cap mena de contacte amb l'usuari, a part de ser els detectors de somnolència més estudiats. Malauradament el seu cost actual fa que el seu ús no pugui sigui generalitzat a tots els conductors. També cal destacar que, tot i les millores dutes a terme els últims anys (identificació correcta en cas que el conductor porti ulleres, il·luminació artificial durant la nit...), existeixen punts importants per resoldre, tals com el correcte funcionament en il·luminacions amb alts contrastos, i situacions en que la càmera no podrà ser operativa, com en el cas que l'usuari dugui ulleres de sol.

De cara a ser emprats per qualsevol tipus de conductor, els sistemes que analitzen el comportament en la conducció presenten nombrosos avantatges, entre els quals destaquen especialment dos: la transparència de cara a l'usuari, que no ha de realitzar cap acció especial per utilitzar el sistema, i la detecció exacta de degradació en la conducció, la conseqüència de la somnolència que volem identificar. En el cas del sistema de volant, a diferència del que analitza la posició en el carril, trobem a més a més l'avantatge del seu baix cost, ja que necessita de mínims o fins i tot cap component físic addicional per al seu funcionament.

Per altra banda, els detectors de somnolència mitjançant la conducció han d'enfrontar-se a diversos reptes, tant relacionats amb la via (característiques geomètriques, estat de la carretera...) com amb el propi conductor (tipus de conducció, experiència...). En el cas dels sistemes de volant, a més, la quantitat d'estils de conducció és tan gran que fa recomanable un període d'entrenament per a cada persona durant el qual l'estil de conducció de l'usuari s'aprengui i es modeli, fet que endarrereix l'aparició de les primeres alarmes.

Els sistemes basats en una sola mesura podran no ser fiables en totes les condicions. Un problema potencial amb la mesura de la posició en el carril és que requereix d'un mètode robust per al processament d'imatges en un entorn real. Per exemple, el càlcul de la posició en el carril pot no funcionar bé en carreteres mullades o brutes, o quan els carrils no estan clarament marcats. També els detectors basats en l'anàlisi de moviments de volant poden veure's afectats per canvis en la superfície de la carretera no relacionats amb la somnolència del conductor.

Els mètodes amb més probabilitats d'èxit per a la detecció de fatiga del conductor en carretera a llarg termini seran els que combinin diferents mesures d'anàlisi. Un enfocament basat en mesures del propi conductor i de la seva conducció proporcionarà l'evidència més directa d'alerta del conductor i la seva relació amb la capacitat de conducció.

2.8 Bibliografia

- [Abe 11] T. Abe, T. Nonomura, Y. Komada, S. Asaoka, T. Sasai, A. Ueno, and Y. Inoue, “Detecting deteriorated vigilance using percentage of eyelid closure time during behavioural maintenance of wakefulness tests”, *International Journal of Psychophysiology*, vol. 82, no. 3, pp. 269 – 274, 2011.
- [Adnane 12] M. Adnane, Z. Jiang, and Z. Yan, “Sleep-wake stages classification and sleep efficiency estimation using single-lead electrocardiogram”, *Expert Systems with Applications*, vol. 39, no. 1, pp. 1401 – 1413, 2012.
- [Advanced Brain Monitoring] Advanced Brain Monitoring. www.advancedbrainmonitoring.com
- [Al-Abdulmunem 99] M. Al-Abdulmunem and S. T. Briggs, “Spontaneous blink rate of a normal population sample”, *International Contact Lens Clinic*, vol. 26, no. 2, pp. 29–32, 1999.
- [AntiSleep] AntiSleep. <http://www.smarteye.se/productsoem/antisleep-40>
- [Arnedt 00] Arnedt, Wilde, Munt, and Maclean, “Simulated driving performance following prolonged wakefulness and alcohol consumption: separate and combined contributions to impairment”, *Journal of Sleep Research*, vol. 9, no. 3, pp. 233–241, 2000.
- [Arnedt 05] J. T. Arnedt, M. A. C. Geddes, and A. W. MacLean, “Comparative sensitivity of a simulated driving task to self-report, physiological, and other performance measures during prolonged wakefulness”, *Journal of psychosomatic research*, vol. 58, no. 1, pp. 61–71, 2005.
- [AssistwareTechnology 05] AssistwareTechnology, “Third generation Safetrac released”, 2005. http://www.assistware.com/Content/news_pr_3rd%20gen.html
- [Autobild 09] Autobild, “Schwäbischer holzhammer”, 2009. <http://www.autobild.de/artikel/mercedes-attention-assist-763883.html>
- [AutomobileOnline 11] AutomobileOnline, “ADAC warnt vor ueberfluessigen Ausruestungsgegenstaenden – Zubehoerkauf im Internet”, 2011.
- [Åkerstedt 90] T. Åkerstedt and M. Gillberg, “Subjective and objective sleepiness in the active individual”, *International Journal of Neuroscience*, vol. 52, no. 1-2, pp. 29–37, 1990.
- [Belz 04] S. M. Belz, G. S. Robinson, and J. G. Casali, “Temporal separation and self-rating of alertness as indicators of driver fatigue in commercial motor vehicle operators”, *Human Factors*, vol. 46, no. 1, pp. 154–169, 2004.
- [Bergasa 06] L. M. Bergasa, J. Nuevo, M. A. Sotelo, R. Barea, and M. E. Lopez, “Real-time system for monitoring driver vigilance”, *IEEE Transactions on Intelligent Transportation Systems*, vol. 7, pp. 63–77, March 2006.
- [Berka 07] C. Berka, D. Levendowski, M. N. Lumicao, A. Yau, G. Davis, and V. T. Zivkovic, “EEG correlates of task engagement and mental workload in vigilance, learning and memory tasks”, *Aviation Space and Environmental Medicine*, no. 78, pp. 231–244, 2007.

- [Birk 09] W. Birk, M. Brännström, and D. Levin, “Method for determining a measure for evaluating the behaviour of a driver of a vehicle”, 2009. EP Patent 1,674,375.
- [Bonnet 97] M. H. Bonnet and D. Arand, “Heart rate variability: sleep stage, time of night, and arousal influences”, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 102, no. 5, pp. 390 – 396, 1997.
- [Bulling 09] A. Bulling, D. Roggen, Daniel, and G. Tröste, “Wearable EOG goggles: Seamless sensing and context-awareness in everyday environments”, *Journal of Ambient Intelligence and Smart Environments*, vol. 1, no. 2, pp. 157–171, 2009.
- [Bundele 09] M. M. Bundele and R. Banerjee, “An SVM classifier for fatigue-detection using skin conductance for use in the bits-lifeguard wearable computing system”, in *2nd International Conference on Emerging Trends in Engineering and Technology (ICETET)*, pp. 934–939, Dec 2009.
- [Burch 47] G. Burch, “A new sensitive portable plethysmograph”, *American Heart Journal*, vol. 33, no. 1, pp. 48 – 75, 1947.
- [Coosemans 06] J. Coosemans, B. Hermans, and R. Puers, “Integrating wireless ECG monitoring in textiles”, *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 130-131, no. 0, pp. 48 – 53, 2006.
- [Dinges 98] D. Dinges, M. Mallis, G. Maislin, and J. Powell, “Evaluation of techniques for ocular measurement as an index of fatigue and the basis for alertness management”, department of transportation highway safety publication, U.S. Department of Transportation National Highway Traffic Safety Administration, 1998.
- [Dinges 95] D. F. Dinges, “An overview of sleepiness and accidents”, *Journal of Sleep Research*, vol. 4, pp. 4–14, 1995.
- [Elling 94] M. Elling and P. Sherman, “Evaluation of steering wheel measures for drowsy drivers”, in *Proceedings of the 27th International Symposium on Automotive Technology and Automation*, pp. 207–214, Oct 1994.
- [Enobio 05] Enobio, “Neuroelectronics Enobio”, 2005. <http://www.neuroelectronics.com/enobio>
- [Eoh 05] H. J. Eoh, M. K. Chung, and S.-H. Kim, “Electroencephalographic study of drowsiness in simulated driving with sleep deprivation”, *International Journal of Industrial Ergonomics*, vol. 35, no. 4, pp. 307 – 320, 2005.
- [Epstein 92] C. M. Epstein, *Spehlmann’s EEG primer, 2nd edition, revised and enlarged*, vol. 83. 1992.
- [Ersal 10] T. Ersal, H. J. Fuller, O. Tsimhoni, J. L. Stein, and H. KFathy, “Model-based analysis and classification of driver distraction under secondary tasks”, *IEEE Transactions on Intelligent Transportation Systems*, vol. 11, no. 3, pp. 692–701, 2010.
- [Eskandarian 07] A. Eskandarian and A. Mortazavi, “Evaluation of a smart algorithm for commercial vehicle driver drowsiness detection”, in *Intelligent Vehicles Symposium, 2007 IEEE*, pp. 553–559, June 2007.

- [European-Commission 04] European-Commission, “System for effective assessment of driver vigilance and warning according to traffic risk estimation (AWAKE)”, 2004. http://cordis.europa.eu/project/rcn/60961_en.html
- [Feinberg 98] I. Feinberg, T. Baker, R. Leder, and J. D. March, “Response of delta (0-3 hz) EEG and eye movement density to a night with 100 minutes of sleep.”, *Sleep*, 1988, 11: 473–487., 1998.
- [Ford 10] Ford, “Ford technology newsbrief”, Agost 2010. <http://technology.fordmedia.eu>
- [Ford 11] Ford, “Ford lane keeping system animation”, 2011. <https://www.youtube.com/watch?CEhixcfBBeo>
- [Fovio] Fovio. <http://www.fovio.com>
- [Fukuda 95] J. Fukuda, E. Akutsu, and K. Aoki, “An estimation of driver’s drowsiness level using interval of steering adjustment for lane keeping”, *JSAE Review*, vol. 16, no. 2, pp. 197 – 199, 1995.
- [Gabrielsen 94] K. Gabrielsen and P. Sherman, “Drowsy drivers, steering data and random processes”, in *Proceedings of the 27th International Symposium on Automotive Technology and Automation*, 1994.
- [Galley 09] L. Galley, E. H. Hentschel, K.-P. Kuhn, and W. Stolzmann, “Method and control device recognising, specific to a driver, inattentiveness of a driver of a vehicle”, May 21 2009. US Patent App. 11/916,885.
- [Gilbert 04] S. S. Gilbert, C. J. van den Heuvel, S. A. Ferguson, and D. Dawson, “Thermoregulation as a sleep signalling system”, *Sleep Medicine Reviews*, vol. 8, no. 2, pp. 81–93, 2004.
- [Grace 01] R. Grace and S. Steward, “Drowsy driver monitor and warning system”, in *International driving symposium on human factors in driver assessment, training and vehicle design*, vol. 8, pp. 201–208, 2001.
- [Hack 01] M. Hack, S. Choi, P. Vijayapalan, R. Davies, and J. Stradling, “Comparison of the effects of sleep deprivation, alcohol and obstructive sleep apnoea (OSA) on simulated steering performance”, *Respiratory Medicine*, vol. 95, no. 7, pp. 594 – 601, 2001.
- [Hedner 04] J. Hedner, G. Pillar, S. D. Pittman, L. G. Ding Zou, and D. P. White, “A novel adaptive wrist actigraphy algorithm for sleep-wake assessment in sleep apnea patients”, *Sleep*, no. 27 (8), pp. 1560–1566, 2004.
- [Heinrich 11] A. Heinrich, I. J. Berezhnoy, and G. de Haan, “Towards contactless screening of sleep-disordered breathing”, *Sleep Medicine*, vol. 12, Supplement 1, p. 116, 2011. Abstracts of 4th International Congress of the Association of Sleep Medicine (WASM); 5th Conference of the Canadian Sleep Society (CSS).
- [Heitmann 01] A. Heitmann, R. Guttkuhn, A. Aguirre, U. Trutschel, and M. Moore-Ede, “Technologies for the monitoring and prevention of driver fatigue”, in *Proceedings of the*

- First International Driving Symposium on Human Factors in Driver Assessment, Training and Vehicle Design*, pp. 81–86, 2001.
- [Hoddes 73] E. Hoddes, V. Zarcone, H. Smythe, R. Phillips, and W. Dement, “Quantification of sleepiness: A new approach”, *Psychophysiology*, vol. 10, no. 4, pp. 431–436, 1973.
- [Hori 82] T. Hori, “Electrodermal and electro-oculographic activity in a hypnagogic state”, *Psychophysiology*, vol. 19, no. 6, pp. 668–672, 1982.
- [Horne 96] J. A. Horne and L. A. Reyner, “Counteracting driver sleepiness: Effects of napping, caffeine, and placebo”, *Psychophysiology*, vol. 33, no. 3, pp. 306–309, 1996.
- [Ingre 06] M. Ingre, T. Åkerstedt, B. Peters, A. Anund, and G. Kecklund, “Subjective sleepiness, simulated driving performance and blink duration: examining individual differences”, *Journal of sleep research*, vol. 15, no. 1, pp. 47–53, 2006.
- [Ji 04] Q. Ji, Z. Zhu, and P. Lan, “Real-time nonintrusive monitoring and prediction of driver fatigue”, *Vehicular Technology, IEEE Transactions on*, vol. 53, pp. 1052–1068, July 2004.
- [Johns 91] M. W. Johns, “A new method for measuring daytime sleepiness: the Epworth Sleepiness Scale”, *Sleep*, vol. 14, no. 6, pp. 540–545, 1991.
- [Johns 00] M. W. Johns, “A sleep physiologist’s view of the drowsy driver”, *Transportation Research Part F: Traffic Psychology and Behaviour*, vol. 3, no. 4, pp. 241 – 249, 2000. Fatigue and Transport (I).
- [Johnson 11] R. R. Johnson, D. P. Popovic, R. E. Olmstead, M. Stikic, D. J. Levendowski, and C. Berka, “Drowsiness/alertness algorithm development and validation using synchronized {EEG} and cognitive performance to individualize a generalized model”, *Biological Psychology*, vol. 87, no. 2, pp. 241 – 250, 2011.
- [Jourand 09] P. Jourand, H. D. Clercq, R. Corthout, and R. Puers, “Textile integrated breathing and ECG monitoring system”, *Procedia Chemistry*, vol. 1, no. 1, pp. 722 – 725, 2009.
- [Kaida 06] K. Kaida, M. Takahashi, T. Åkerstedt, A. Nakata, Y. Otsuka, T. Haratani, and K. Fukasawa, “Validation of the Karolinska Sleepiness Scale against performance and EEG variables”, *Clinical Neurophysiology*, vol. 117, pp. 1574–1581, 2006.
- [Kaneko 08] S. Kaneko, M. Enokizono, T. Kamei, and E. Fujita, “Development of the drive dozing prevention technique using a sensor installed in the seat for detecting the driver’s condition”, *SLA (Société des ingénieurs de l’automobile)*, 2008.
- [Krajewski 09] J. Krajewski, D. S. U. Trutschel, D. Edwards, and M. Golz, “Steering wheel behaviour based estimation of fatigue”, in *Proceedings of the Fifth International Driving Symposium on Human Factors in Driver Assessment, Training and Vehicle Design*, pp. 118–124, 2009.
- [Kräuchi 02] K. Kräuchi, “How is the circadian rhythm of core body temperature regulated?”, *Clinical Autonomic Research*, vol. 12, no. 3, pp. 147–149, 2002.

- [Kwon 99] S. H. Kwon and H. C. Kim, “EOG-based glasses-type wireless mouse for the disabled”, *Engineering in Medicine and Biology*, vol. 1, p. 592, 1999.
- [Lal 01] S. K. L. Lal and A. Craig, “A critical review of the psychophysiology of driver fatigue”, *Biological Psychology*, vol. 55, no. 3, pp. 173 – 194, 2001.
- [Lexus] Lexus. <http://www.lexus.eu>
- [Machines] S. Machines. www.seeingmachines.com
- [Malik 96] M. Malik, J. T. Bigger, A. J. Camm, R. E. Kleiger, A. Malliani, A. J. Moss, and P. J. Schwartz, “Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use”, *European Heart Journal*, no. 17, pp. 354–381, 1996.
- [Marozas 11] V. Marozas, A. Petrenas, S. Daukantas, and A. Lukosevicius, “A comparison of conductive textile-based and silver/silver chloride gel electrodes in exercise electrocardiogram recordings”, *Journal of Electrocardiology*, vol. 44, no. 2, pp. 189 – 194, 2011.
- [Matsumoto 00] Y. Matsumoto and A. Zelinsky, “An algorithm for real-time stereo vision implementation of head pose and gaze direction measurement”, in *Fourth IEEE International Conference on Automatic Face and Gesture Recognition*, pp. 499–504, 2000.
- [Medical] I. Medical, “WatchPAT.” www.itamar-medical.com
- [Miyaji 09] M. Miyaji, H. Kawanaka, and K. Oguri, “Driver’s cognitive distraction detection using physiological features by the Adaboost”, in *12th International IEEE Conference on Intelligent Transportation Systems, 2009. ITSC '09*, pp. 1–6, Oct 2009.
- [Murphy-Chutorian 10] E. Murphy-Chutorian and M. M. Trivedi, “Head pose estimation and augmented reality tracking: An integrated system and evaluation for monitoring driver awareness”, *IEEE Transactions Intelligent Transportation Systems*, vol. 11, pp. 300–311, June 2010.
- [Naifeh 81] K. H. Naifeh and J. Kamiya, “The nature of respiratory changes associated with sleep onset”, *Sleep*, no. 4 (1), pp. 49–59, 1981.
- [NapZapper] NapZapper. <http://napzapper.com/>
- [NCSDR/NHTSA 98] NCSDR/NHTSA, “Drowsy driving and automobile crashes”, 1998.
- [NearPictures] NearPictures, “Quantum tunnelling composite.” <http://nearpictures.com>
- [Neurosoft] Neurosoft. www.neurosoft.bg
- [Optalert] Optalert. <http://www.optalert.com>
- [Otmani 05] S. Otmani, T. Pebayle, J. Roge, and A. Muzet, “Effect of driving duration and partial sleep deprivation on subsequent alertness and performance of car drivers”, *Physiology & Behaviour*, vol. 84, no. 5, pp. 715 – 724, 2005.
- [Ozarks Community Hospital] Ozarks Community Hospital. <http://ochonline.com/patients/services/sleep-laboratory/>.

- [Patel 11] M. Patel, K. Lal, D. Kavanagh, and P. Rossiter, “Applying neural network analysis on heart rate variability data to assess driver fatigue”, *Expert Systems with Applications*, vol. 38, no. 6, pp. 7235 – 7242, 2011.
- [Philip 03] P. Philip, J. Taillard, E. Klein, P. Sagaspe, A. Charles, W. L. Davies, C. Guilleminault, and B. Bioulac, “Effect of fatigue on performance measured by a driving simulator in automobile drivers”, *Journal of psychosomatic research*, vol. 55, no. 3, pp. 197–200, 2003.
- [Q-sensor] Q-sensor. <http://www.affectiva.com/>
- [RepairPal] RepairPal, “Steering column.” <http://repairpal.com/steering-column>
- [Runner 101] Runner 101, “How does a wrist heart monitor work?.” <http://runners101.com/>
- [Ryder 81] J. M. Ryder, S. A. Malin, and C. H. Kinsley, “The effects of fatigue and alcohol on highway safety”, informe tècnic, National Highway Traffic Safety Administration, 1981.
- [Sagaspe 07] P. Sagaspe, J. Taillard, G. Chaumet, C. Guilleminault, O. Coste, N. Moore, B. Bioulac, and P. Phili, “Maintenance of wakefulness test as a predictor of driving performance in patients with untreated obstructive sleep apnea”, *Sleep*, vol. 30, no. 3, pp. 327–330, 2007.
- [Sandberg 08] D. Sandberg and M. Wahde, “Particle swarm optimization of feedforward neural networks for the detection of drowsy driving”, in *IEEE International Joint Conference on Neural Networks, 2008. IJCNN 2008. (IEEE World Congress on Computational Intelligence)*, pp. 788–793, June 2008.
- [Sayed 01] R. Sayed and A. Eskandarian, “Unobtrusive drowsiness detection by neural network learning of driver steering”, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part D: Journal of Automobile Engineering*, vol. 215, no. 9, pp. 969–975, 2001.
- [Seko 84] Y. Seko, T. Yanagishima, and N. Fukasawa, “Drowsiness alarm system for a vehicle”, May 22 1984. US Patent 4,450,438.
- [SenseWear] SenseWear. <http://sensewear.bodymedia.com/>
- [Shinar 06] Z. Shinar, S. Akselrod, Y. Dagan, and A. Baharav, “Autonomic changes during wake-sleep transition: A heart rate variability based approach”, *Autonomic Neuroscience*, vol. 130, no. 12, pp. 17 – 27, 2006.
- [Simon 11] M. Simon, E. A. Schmidt, W. E. Kincses, M. Fritzsche, A. Bruns, C. Aufmuth, M. Bogdan, W. Rosenstiel, and M. Schrauf, “EEG alpha spindle measures as indicators of driver fatigue under real traffic conditions”, *Clinical Neurophysiology*, vol. 122, no. 6, pp. 1168 – 1178, 2011.
- [Stephan 06] K. Stephan, S. Hosking, M. Regan, A. Verdoorn, K. Young, and N. L. Haworth, “The relationship between driving performance and the johns drowsiness scale as measured by the Optalert system”, informe tècnic, September 2006.

- [technology today 12] T. technology today, “Bosch introduces ‘driver drowsiness detection’ system on new volkswagen”, 2012.
- [Thiffault 03] P. Thiffault and J. Bergeron, “Monotony of road environment and driver fatigue: a simulator study”, *Accident Analysis & Prevention*, vol. 35, no. 3, pp. 381 – 391, 2003.
- [Tonks 00] R. G. Tonks, *Health Psychology (Psychology 228)*. Camosun College - Department of Psychology, 2000.
- [Trinder 92] J. Trinder, F. Whitworth, A. Kay, and P. Wilkin, “Respiratory instability during sleep onset”, *J Appl Physiol*, no. 73(6), pp. 2462–2469, 1992.
- [Vadeby 10] A. Vadeby, A. Forsman, G. Kecklund, T. Akerstedt, D. Sandberg, and A. Anund, “Sleepiness and prediction of driver impairment in simulator studies using a cox proportional hazard approach”, *Accident Analysis & Prevention*, vol. 42, no. 3, pp. 835 – 841, 2010.
- [van der Hulst 01] M. van der Hulst, T. Meijman, and T. Rothengatter, “Maintaining task set under fatigue: a study of time-on-task effects in simulated driving”, *Transportation Research Part F: Traffic Psychology and Behaviour*, vol. 4, no. 2, pp. 103 – 118, 2001.
- [Verwey 00] W. B. Verwey and D. M. Zaidel, “Predicting drowsiness accidents from personal attributes, eye blinks and ongoing driving behaviour”, *Personality and Individual Differences*, vol. 28, no. 1, pp. 123 – 142, 2000.
- [Vicente 11] J. Vicente, P. Laguna, A. Bartra, and R. Bailon, “Detection of driver’s drowsiness by means of HRV analysis”, in *Computing in Cardiology*, pp. 89–92, Sept 2011.
- [Vigiton] Vigiton. <http://www.neurocom.ru/en2/product/edvtcs.html>
- [Vigo 10] D. E. Vigo, J. Dominguez, S. M. Guinjoan, M. Scaramal, E. Ruffa, J. Solern, L. N. Siri, and D. P. Cardinali, “Nonlinear analysis of heart rate variability within independent frequency components during the sleep-wake cycle”, *Autonomic Neuroscience*, vol. 154, no. 12, pp. 84 – 88, 2010.
- [Volkswagen 11] Volkswagen, “Fatigue detection”, 2011.
http://www.volkswagen.com.au/en/technology_and_service/technical-glossary/fatigue-detection.html
- [Volvo 08] “Volvo XC 60: Driver alert control”, 2008.
<https://www.youtube.com/watch?v=Gb9G9vZOTyg>
- [Ward 04] S. Ward, M. Brickley, J. Sharry, G. McDarby, and C. Heneghan, “Assessment of heart rate and electrodermal activity during sustained attention to response tests”, in *Computers in Cardiology*, pp. 473–476, Sept 2004.
- [Watson 11] T. Watson, J. Krause, J. Le, and M. K. Rao, “Vehicle integrated and non-intrusive monitoring and of driver and biological and signals”, *SAE International*, vol. 2011-01-1095, pp. 93–102, 2011.
- [Wierwille 94] W. W. Wierwille, L. A. Ellsworth, S. S. Wreggit, R. J. Fairbanks, and C. L. Kirn, “Research on vehicle-based driver status/performance monitoring; development, validation, and refinement of algorithms for detection of driver drowsiness”, informe

tècnic 22161, U.S. Department of Transportation National Highway Traffic Safety Administration, 1994.

- [Williamson 00] A. M. Williamson and A.-M. Feyer, “Moderate sleep deprivation produces impairments in cognitive and motor performance equivalent to legally prescribed levels of alcohol intoxication”, *Occupational and Environmental Medicine*, vol. 57, no. 10, pp. 649–655, 2000.
- [Wylie 96] C. D. Wylie, T. Shultz, M. M. Mitler, and R. R. Makie, “Commercial motor vehicle driver fatigue and alertness study: technical summary”, informe tècnic, Federal Highway Administration, 1996.
- [Yamamoto 92] Y. Yamamoto and H. Isshiki, “Instrument for controlling drowsiness using galvanic skin reflex”, *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 30, no. 5, pp. 562–564, 1992.
- [Yeo 07] M. V. M. Yeo, X. Li, and E. P. V. Wilder-Smith, “Characteristic EEG differences between voluntary recumbent sleep onset in bed and involuntary sleep onset in a driving simulator”, *Clinical Neurophysiology*, vol. 118, pp. 1315–1323, Juny 2007.
- [Zhao 12] C. Zhao, M. Zhao, J. Liu, and C. Zheng, “Electroencephalogram and electrocardiograph assessment of mental fatigue in a driving simulator”, *Accident Analysis & Prevention*, vol. 45, no. 0, pp. 83 – 90, 2012.
- [Zimmerman 70] J. Zimmerman, P. Thiene, and J. Harding, “Design and operation of stable RF-biased superconducting point-contact quantum devices, and a note on the properties of perfectly clean metal contacts”, *Journal of Applied Physics*, vol. 41, no. 4, pp. 1572–1580, 1970.
- [Zito 11] D. Zito, D. Pepe, M. Mincica, F. Zito, A. Tognetti, A. Lanata, and D. D. Rossi, “Pulse radar sensor for contactless respiratory rate monitoring”, *IEEE Transaction on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 5, no. 6, pp. 503–510, 2011.

3 Objectius

L'any 2008 l'empresa Ficosa, especialitzada en components d'automoció, va decidir dedicar esforços a la recerca d'un sistema innovador per reduir el nombre d'accidents de trànsit amb la col·laboració d'altres companyies i centres. El sistema tenia per finalitat detectar estats inadequats en la conducció de vehicles, especialment aquells relacionats amb la somnolència. Part d'aquest projecte serà desenvolupat en la present tesi.

La hipòtesi amb la que treballem és que la qualitat de la conducció es degrada amb la fatiga i la somnolència. L'objectiu principal cercat és desenvolupar un sistema invers que estimi l'estat del conductor a partir d'una avaluació de la qualitat de la conducció i de la seva interacció amb el vehicle.

Aquest sistema es centrarà en l'anàlisi del comportament del conductor a través de l'estudi dels senyals disponibles a la xarxa de comunicacions del vehicle (bus CAN) i, opcionalment, de les dades proporcionades per una càmera frontal amb un programari específic per la detecció de línies de carril. La bibliografia indica que els moviments del volant i la posició del vehicle respecte al centre del carril són alguns dels principals paràmetres que es veuen afectats quan el conductor entra en un estat inadequat per conduir. També avaluarem senyals addicionals per completar la caracterització de l'estat del conductor.

Tot i que en una fase inicial treballarem en un entorn de simulador, la major part de l'atenció del nostre estudi es centrarà en detectar conduccions no aptes en entorns no controlats. L'objectiu final del sistema és treballar en vehicle real, on la complexitat de l'entorn és molt més elevada i existeixen múltiples factors externs que poden ocasionar errors. Els diferents tipus de via, les condicions meteorològiques, la situació del trànsit i l'heterogeneïtat d'hàbits de conducció introdueixen una gran variabilitat en els patrons que caracteritzen la conducció del vehicle, els quals requereixen d'una gran exigència en el desenvolupament del detector. És fonamental que el sistema sigui transparent per al conductor i no li causi molèsties; per tant, haurem d'evitar especialment la generació de falses alarmes.

Per tal de monitoritzar conductors al seu propi vehicle, el detector haurà de ser integrable en un sistema incrustat (o "embedded") i executar-se en un microcontrolador en temps real amb restriccions en la quantitat de memòria i temps computacional emprats. També haurà de complir processos i regles de programació específiques del món automotriu, d'entre les que cal destacar la normativa MISRA.

El detector de somnolència serà dissenyat per analitzar la conducció en autopistes i vies ràpides, descartant l'anàlisi en vies urbanes. Tot i que ens centrarem en la detecció d'estats inadequats per la conducció causats per la somnolència, no serà exclusivament, ja que la inatenció o fins i tot la ingesta d'alcohol pot reflectir-se en patrons similars en la conducció. Aquest fet, però, no limita el nostre sistema, ans el contrari, ja que aquest estat també suposa un perill per als conductors i la seva detecció pot evitar accidents. Situacions de somnolència que no detectarà el nostre sistema seran aquelles en les que el conductor no mostri cap mena de símptoma, irregularitat o canvi en la manera de conduir encara que pateixi somnolència. Tot i no ser habitual, poden donar-se casos en conductors professionals. En condicions de fort vent, mala qualitat del ferm de la via o situacions similars no podrem garantir un funcionament òptim del sistema. Queda fora de l'abast d'aquesta tesi l'anàlisi de la millor estratègia per avisar al conductor del seu estat.

Finalment, cal destacar que tot i existir estudis i sistemes de detecció de somnolència, el nostre treball es distingeix d'ells en diversos punts. Primerament, la major part d'estudis es basen exclusivament en dades de simulador i sols operen en aquest ambient. Tampoc estan adaptats per ser integrats en un microxip ni compleixen els requisits i regles necessaris del món automotriu. El funcionament en un entorn real i la integració del sistema en un vehicle formen part dels nostres principals objectius. Pel que fa l'exigu grup de sistemes integrats en vehicle, tots ells basen el seu anàlisi en un sol paràmetre principal (posició al carril, moviments de volant o PERCLOS). El nostre sistema podrà generar l'alarma a partir de diversos paràmetres (posició al carril, moviments de volant o cops de volant), que podran operar combinats o individualment. Diversos mòduls específics per evitar les falses alarmes no vistos en la literatura seran també desenvolupats.

4 Assajos

En aquest capítol seran presentats els assajos realitzats pel desenvolupament i validació del nostre detector d'estats inadequats en la conducció. Primerament es presentaran els assajos realitzats en simulador, seguits dels duts a terme posteriorment en vehicle real. De cada un d'ells en detallarem l'entorn on es van realitzar, les característiques dels subjectes participants, el procediment seguit i les dades adquirides. Finalment presentarem assajos també emprats en el nostre sistema però realitzats per tercers.

4.1 Assajos en simulador

Els assajos usats com a punt de partida en el nostre projecte van ser realitzats en simulador. Això ens va permetre estudiar els efectes de la somnolència en la conducció sense cap mena de risc per als usuaris. Gràcies a l'entorn completament controlat, els senyals enregistrats eren el menys sorollosos possibles, ja que no hi existien vibracions ni moviments externs al conductor. També cal esmentar els menors costos de posar a punt un assaig en simulador en comparació amb un en vehicle real.

Aquestes proves van ser dutes a terme a l'Institut de Biomecànica de València (IBV), on un equip especialitzat en la realització d'aquests tipus d'assajos es va encarregar del reclutament de subjectes, de la preparació de la sala, de la gestió de les dades i del correcte desenvolupament dels assajos.

4.1.1 Laboratori

Les proves tingueren lloc en una sala a les instal·lacions de l'IBV on la llum, la temperatura i el soroll de fons estaven controlats. Les sessions es desenvoluparen a diferents hores del dia, tot i que en totes elles es simulà el mateix ambient d'una conducció nocturna, amb llum artificial tènue i una temperatura estable entre 24 i 26°C, situació que propicia la somnolència en conductors [Mavjee 94]. A més, com a soroll de fons, es sentia a un volum baix el so monòton d'una autopista.

El simulador constava d'un volant real, pedals d'acceleració i fre, botons per a accionar els intermitents i indicadors de velocitat i acceleració. Les imatges del simulador es projectaven a 3 metres del conductor. En elles s'hi veia la simulació d'una conducció en autopista i un retrovisor interior. El subjecte s'asseia en un seient real de conductor, on un cinturó de seguretat també real el subjectava. A la Figura 4-1 és mostrada la zona on el conductor realitzava l'assaig; en ella podem observar diversos components tals com el seient, cinturó, mantes de pressió, càmera termogràfica, projector, plafons separadors, etc.

Tots els ordinadors i equips d'enregistrament estaven situats darrere el seient del conductor, que estava envoltat per plafons per crear un ambient tancat i donar sensació de seguretat, tal com als vehicles. A més, el laboratori constava d'una sala annexa des d'on es vigilava i monitoritzava l'assaig. Per tal de donar intimitat als conductors durant la seva instrumentació, es va habilitar un petit espai amb separadors per aquest propòsit. A la Figura 4-2 podem veure un esquema general de la sala d'assaig, amb els diversos elements que la componien i la seva disposició.

4.1.2 Subjectes

Per l'assaig es van seleccionar 20 voluntaris d'entre 25 i 45 anys, sense problemes mèdics o propensió a marejar-se i amb un mínim de cinc anys d'experiència en conducció. Un d'ells es mostra a la Figura 4-3 durant el transcurs d'un assaig. A la literatura hem vist que generalment estudis similars es dugueren a terme en grups de 7 a 30 participants. La meitat dels subjectes van fer l'assaig per la tarda, havent dormit de manera habitual la nit anterior. Els altres 10 el realitzaren a primera hora del matí, amb privació del son després de la seva jornada de treball i havent estat desperts aproximadament les 24 hores anteriors. Cada un dels grups estava format per 5 dones i 5 homes, els quals van ser informats de les intencions i condicions de l'assaig. Per compensar les molèsties, els subjectes van rebre una compensació econòmica. Abans de l'inici dels 20 assajos amb participants externs, tres assajos van ser realitzats per membres de l'equip com a prova per verificar el correcte funcionament de l'equip i el procediment de l'assaig.



Figura 4-1. Vista de la zona on el conductor realitzava l'assaig.

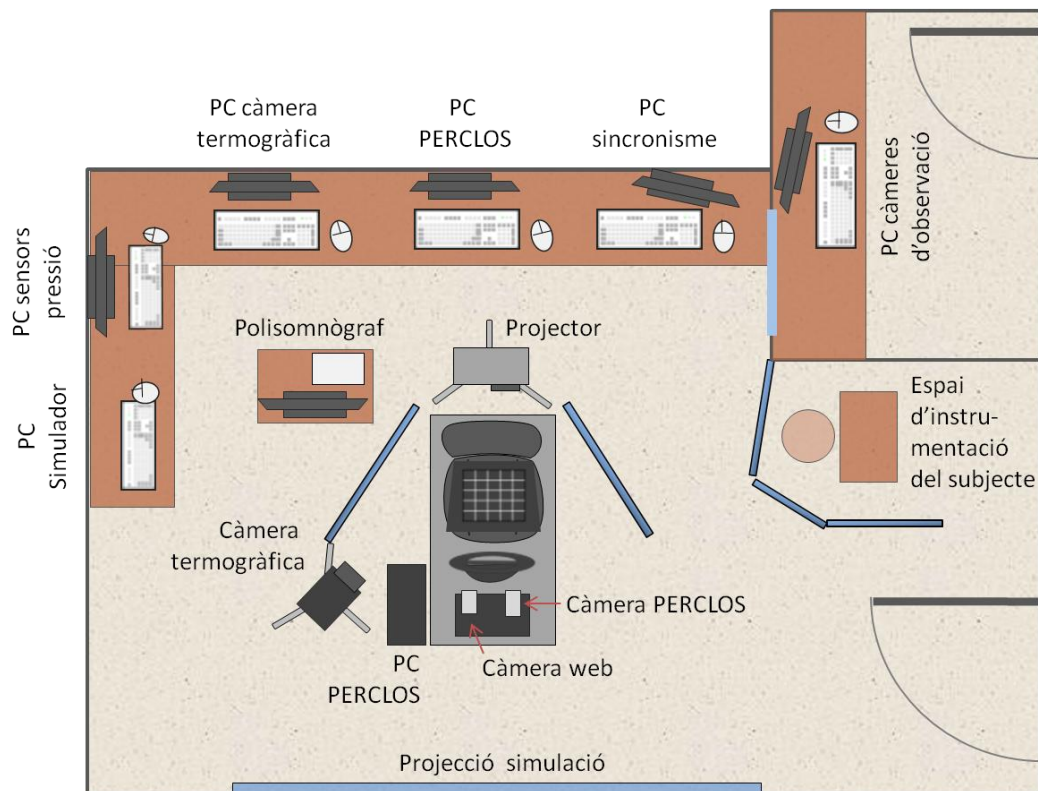


Figura 4-2. Esquema i disposició dels elements en la sala d'assajos.



Figura 4-3. Subjecte durant la realització d'un assaig.

Dels 20 assajos realitzats, un total de 6 van ser descartats: 4 per problemes amb el dispositiu d'enregistrament polisomnogràfic, que va ser substituït per un model diferent, i 2 per presentar marejos els subjectes. A la Taula 4-1 podem veure un resum de les característiques dels diferents participants l'assaig dels quals va ser considerat vàlid.

Identificador	Professió	Sexe	Hores despert/a	Hora d'inici	Estat
8	Gestor de projectes	M	26	10h 32' 47"	Privació del son
9	Bomber	M	8:30	16h 52' 06"	Vigília
11	Tècnic de prevenció de riscos laborals	F	11	17h 12' 34"	Vigília
12	Metge	F	23	11h 07' 35"	Privació del son
14	Infermera	F	26	10h 38' 10"	Privació del son
15	Informàtic	M	8	16h 35' 00"	Vigília
16	Funcionària	F	7	17h 02' 09"	Vigília
17	Conductor d'ambulància	M	16	16h	Privació del son
18	Gestor de projectes	M	7	17h 05' 00"	Vigília
19	Bomber	M	24	09h 55' 21"	Privació del son
20	Cadena fàbrica	F	17	10h 27' 05"	Privació del son
21	Aturat	M	6	16h 13' 10"	Vigília
22	Administrativa	F	28	10h 37' 00"	Privació del son
23	Infermera	F	9	16h 51' 16"	Vigília

Taula 4-1. Informació dels subjectes dels assajos vàlids.

4.1.3 Procediment

El primer pas realitzat per cada participant de l'assaig fou el d'omplir un qüestionari centrat principalment en els seus hàbits del son. Després d'instrumentar els subjectes amb els diferents dispositius d'enregistrament, aquests van conduir durant un període entre 15 i 30 minuts, depenent del subjecte, per tal de familiaritzar-se amb el simulador. Se'ls va indicar que havien de conduir seguint estrictament el codi de circulació (accionament d'intermitents, respecte a les velocitats màximes, etc.). Just abans de començar l'assaig es va informar als subjectes que si es mantenien desperts durant la simulació rebrien una compensació econòmica addicional. Així van lluitar per no adormir-se, tal com en una conducció real.

Els subjectes van conduir durant 1:45 hores per una autopista amb poc trànsit, corbes suaus i ambientada de nit. Tot i el poc trànsit, se'ls forçava a haver de realitzar alguns avançaments. Els participants van ser monitoritzats durant tota la conducció, tal com descriurem a la subsecció 4.1.4. Un cop acabada la conducció el simulador, llums i so s'apagaren i els subjectes romangueren asseguts amb els ulls tancats. D'aquesta manera es va obtenir un enregistrament de l'activitat fisiològica en un context semblant al del son sense conducció. A la Figura 4-4 podem veure un subjecte durant la realització de l'assaig.



Figura 4-4. Realització d'un assaig.

4.1.4 Dades enregistrades

Als assajos van ser enregistrades totes aquelles variables que s'havia vist a la literatura que podien estar relacionades amb la somnolència. Poden dividir-se en quatre grups diferents segons les seves característiques: biomèdiques, de conducció, visuals i generals. Més avall estan descrites amb detall.

La majoria de dades estaven sincronitzades per un senyal de sincronització que s'activava en prémer el botó per iniciar l'assaig. Els dispositius que no admetien una entrada externa de senyals i, per tant, no podien rebre el senyal de sincronització (càmera termogràfica, rellotge "Polar" i sensors de temperatura) van ser sincronitzats a través del rellotge intern dels ordinadors o dispositius. Abans de cada assaig es revisava que tots tinguessin exactament la mateixa hora.

A la Figura 4-5 mostrem diferents dispositius amb què es van instrumentar els subjectes, així com altres dispositius i elements d'enregistrament de l'assaig.

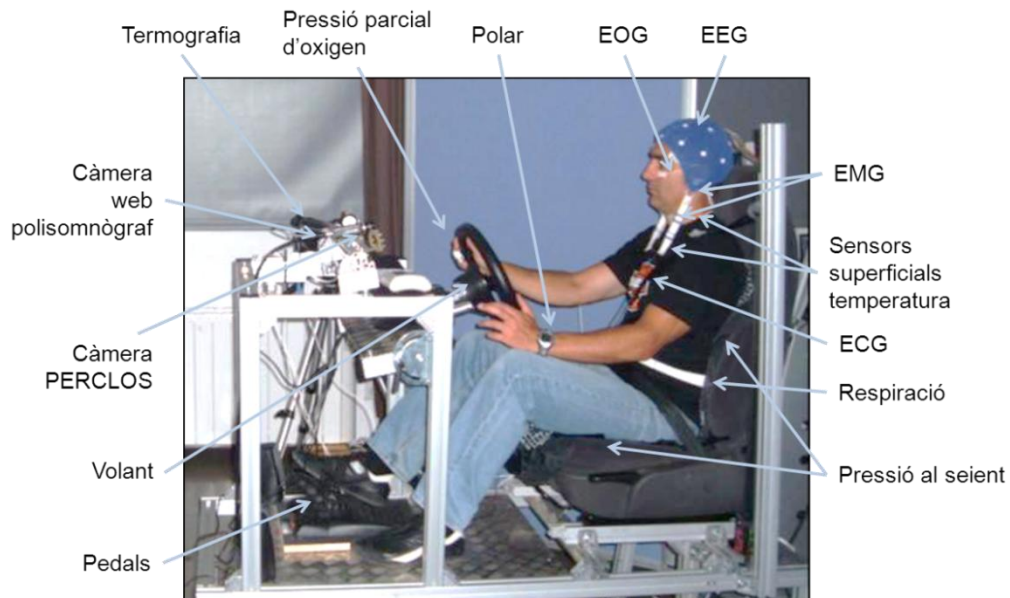


Figura 4-5. Localització de sensors i instruments d'enregistrament de dades.

4.1.4.1 Biomèdiques

Per tal d'obtenir una informació el més completa possible del subjecte, van ser enregistrades les principals variables fisiològiques presentades a la literatura com a indicadores de somnolència. En cada assaig es va realitzar una polisomnografia completa. Els primers set enregistraments es van dur a terme amb un polisomnògraf els senyals del qual no tenien de manera constant i estable la qualitat desitjada, motiu pel qual va ser substituït en els següents assajos per un altre model, en concret el DeltaMed Coherence del fabricant Natus (Pleasanton, Estats Units d'Amèrica). El polisomnògraf enregistrava, a una freqüència de 256 Hz, els següents senyals biomèdics: EEG, EOG, dues derivacions d'ECG, dos EMG, respiració abdominal i pulsioximetria. Podem veure una imatge del polisomnògraf a la Figura 4-6.

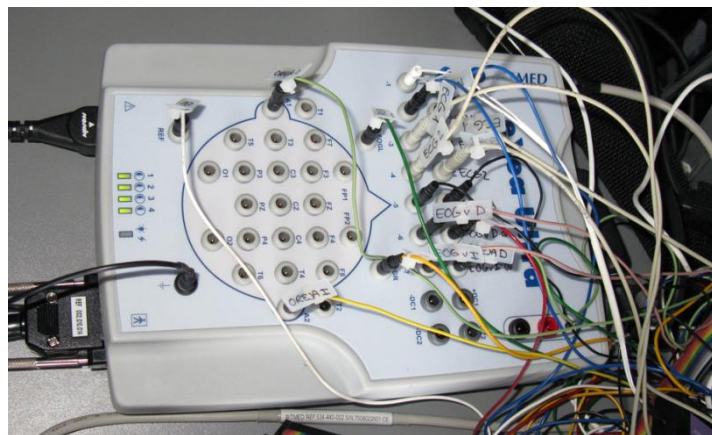


Figura 4-6. Polisomnògraf preparat per la realització d'un assaig.

A part dels senyals enregistrats pel polisomnògraf, també va ser adquirida la temperatura del subjecte, la freqüència cardíaca amb un dispositiu extern i, tot i que no és tracta exactament d'un senyal fisiològic però sí que aporta informació del conductor, la pressió exercida al seient. A continuació es detallen els diferents senyals enregistrats:

- **EEG:** l'activitat cerebral (comentada en detall a l'apartat 2.2.1) va ser enregistrada al nostre assaig amb un casquet electroencefalogràfic amb 36 elèctrodes superficials (Figura 4-7) segons la disposició 10-20, descrita anteriorment. Per tal de poder analitzar els senyals amb muntatges referencials i bipolars van ser usats també dos elèctrodes de referència. Vam decidir registrar un EEG complet ja que la complexitat de l'assaig era elevada i a la literatura no existeix actualment un mètode acceptat per la comunitat per analitzar EEG en situacions d'activitat.
- **ECG:** mitjançant tres elèctrodes adhesius d'un sol ús va ser enregistrada l'activitat cardíaca (apartat 2.2.2), concretament, es van registrar la 1a i la 2a derivació d'ECG.
- **EOG:** per registrar l'activitat ocular (apartat 2.2.4) vam emprar elèctrodes de “cullereta”. Per cada ull es va situar un elèctrode a la seva part central externa i superior.
- **EMG:** a l'assaig va ser enregistrada mitjançant elèctrodes de “cullereta” l'activitat del múscul trapezi (part inferior del clatell) i del múscul esternohioïdal (sota el mentó), per tal de detectar els capcinejos i la pèrdua del to muscular del subjecte. Més detalls sobre l'EMG poden trobar-se a l'apartat 2.2.5.
- **Respiració:** l'activitat respiratòria del subjecte (2.2.3) fou enregistrada mitjançant una cinta pletismogràfica abdominal inductiva envoltada sota el pit del subjecte, així com mitjançant una cinta de les mateixes característiques superposada al cinturó de seguretat.
- **Saturació d'oxigen:** mitjançant un pulsioxímetre de “tíreta” es va obtenir la saturació d'oxigen en sang (2.2.6.2) del conductor.
- **Temperatura:** va ser enregistrada amb dos mètodes diferents.
 - **Sensors superficials:** dos petits termistors van registrar la temperatura; un d'ells, situat al coll, fou adherit a la pell del subjecte, el segon va situar-se a la zona abdominal, per sobre de la roba.
 - **Càmera termogràfica:** per tal de tenir una visió general de la temperatura, principalment facial, del subjecte, aquesta fou enregistrada mitjançant una càmera termogràfica situada al seu costat dret. A la Figura 4-8 podem veure gràficament un exemple de dades enregistrades.

- **Freqüència cardíaca:** tot i que aquesta informació pot extreure's de l'ECG, es va enregistrar aquesta variable mitjançant una cinta abdominal i un rellotge esportiu model RS400 de la marca Polar (Oulu, Finlàndia) per tal de poder estudiar la viabilitat d'usar aquests tipus de dispositius per detectar estats no aptes.
- **Pressió al seient:** els moviments del conductor al seient van ser enregistrats per dues mantes X-Sensor model X36 (Calgary, Canadà), formades per matrius de sensors de pressió, col·locades a la base del seient i al respall, tal com hem vist a la Figura 4-1. La seva freqüència de mostreig era de 1.000 Hz. A la Figura 4-9 podem observar dades enregistrades per aquest sistema.



Figura 4-7. Gràfiques amb dades proporcionades pel monitor de pacient (EEG, ECG, EOG, EMG, respiració i saturació d'oxigen).

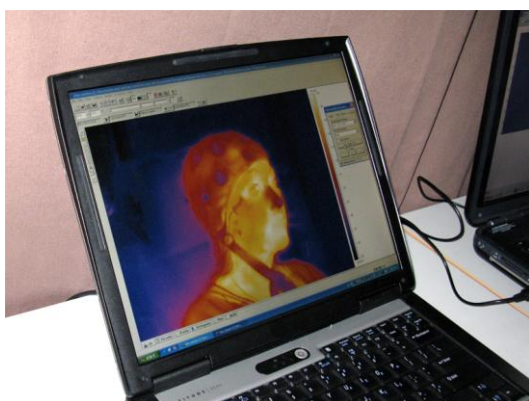


Figura 4-8. Resultats visuals de dades proporcionades per la càmera termogràfica.

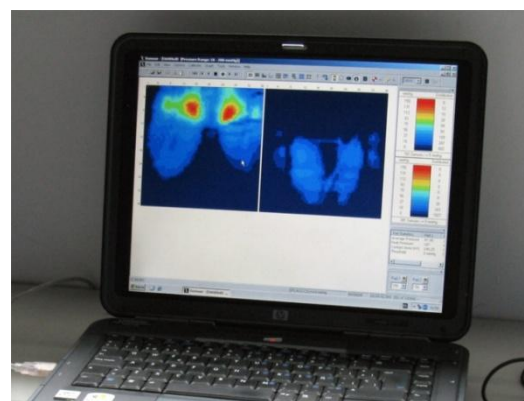


Figura 4-9. Resultats visuals de dades proporcionades pels sensors de pressió.

4.1.4.2 Conducció

El simulador de conducció s'executava en un ordinador de sobretaula estàndard. A part de rebre la informació de volant i pedals i generar la simulació (podem observar-ne una imatge a la Figura 4-10), enregistrava diferents senyals de la conducció. La freqüència de mostreig emprada fou de 10 Hz. Aquestes són:

- **Temps de conducció:** temps transcorregut des de l'inici de l'assaig, en segons.
- **Distància transcorreguda:** distància recorreguda des de l'inici de l'assaig, en metres.
- **Velocitat:** velocitat instantània, en metres per segon.
- **Distància lateral:** distància entre el centre del vehicle i la línia dreta més externa de la carretera, en metres.
- **Intermitent esquerre:** activació de l'intermitent esquerre.
- **Intermitent dret:** activació de l'intermitent dret.
- **Gir de volant:** posició angular del volant, definida per una variable de 16 bits, amb valors entre 0 i 65536 unitats.
- **Accelerador:** posició del pedal d'acceleració, on 0 indica la posició en repòs i 65.536 la pressió màxima.
- **Fre:** posició del pedal de fre, amb idèntiques característiques a l'anterior.
- **Curvatura de la carretera:** grau de curvatura de la via, en radians per segon. Un valor de 0 correspon a un tram recte, les corbes a la dreta tenen valor positiu mentre que les de l'esquerra tenen valors negatius.



Figura 4-10. Imatge de la simulació de conducció durant un assaig.

4.1.4.3 Visuals d'alta resolució

Una càmera d'alta resolució sensible a la il·luminació infraroja (model Scout, fabricada per Basler, Ahrensburg, Alemanya) situada darrere el volant enregistra la cara del conductor. Als seus laterals s'hi van situar dos emissors d'infrarojos, ja que la il·luminació ambient era insuficient per obtenir imatges de qualitat. Es captaven 24 imatges per segon, les quals es processaven en un ordinador de sobretaula que calculava el nivell de PERCLOS del conductor.

L'algorisme pel càlcul del PERCLOS fou creat per un equip de la Universitat d'Alcalá de Henares (UAH). Van desenvolupar un mètode de reconeixement i seguiment facial i ocular anomenat R-SMAT (*Robust Simultaneous Modelling and Tracking*), que va ser aplicat a les imatges per detectar la posició ocular. El grau d'obertura de l'ull va ser caracteritzat per la forma de la pupil·la. Quan els ulls es tanquen, les pupil·les queden tapades per les parpelles i la seva forma passa a ser més el·líptica. D'aquesta manera, s'utilitzà la proporció dels eixos de l'el·lipse de la pupil·la per obtenir el grau d'obertura de l'ull. Es va considerar com a tancament d'ull quan la proporció era de més del 80% de la seva mida nominal i, a partir d'aquí, se'n va calcular la seva duració. El resultat d'acumular en finestres de 20 segons el temps en que els ulls romanen en aquest estat és la variable que vam emprar com a PERCLOS. A la Figura 4-11 podem observar la identificació del rostre, ulls i pupil·les juntament amb diferents valors intermedis i finals del càlcul del PERCLOS presentat. [Bergasa 06] [Nuevo 10]



Figura 4-11. Anàlisi del PERCLOS. Font: UAH.

4.1.4.4 Generals

Per evitar distraccions i el “efecte de la bata blanca”, consistent en un estrès involuntari per part del pacient quan es troba en entorns sanitaris o se senten monitoritzats, l'assaig va ser monitoritzat des d'una sala de control annexa (Figura 4-12). D'aquesta manera els subjectes no es sentien acompanyats o observats i el seu comportament o estat no es veia influenciat. En total, tres càmeres de vigilància permetien observar la sala des de diversos punts. Aquestes es podien ajustar des de l'exterior sense que el subjecte fos molestat, pel que segons la necessitat s'enfocaven a una o altra zona de l'assaig. Tot i això, la seva situació habitual era la següent: la primera enfocava el conductor en un primer pla, la segona l'enfocava lateralment i la tercera mostrava la simulació de conducció. A més, l'interior de la sala d'assaig podia ser observat des de la sala de control a través de vidres tintats, de manera que des d'ella es veia la zona de l'assaig però no a la inversa. Tot això permetia als observadors externs poder classificar l'estat de somnolència del conductor amb facilitat i anotar els fets rellevants i esdeveniments. Tal com detallarem al capítol posterior, l'estat del conductor es classificava en tres fases diferents, de menor a major somnolència. Els observadors també controlaven en tot moment que no ocorregués cap incidència a l'assaig. També des de la sala de control es controlaven les configuracions ambientals de la sala d'assaig (llum, temperatura i so).

Per enriquir l'anàlisi de la polisomnografia, una petita càmera web (Logitech QuickCam E3500, Apples, Suïssa) va ser instal·lada darrere del volant per tal d'enregistrar el rostre del conductor. Aquesta informació s'integrava automàticament al programari d'anàlisi del polisomnògraf, tot i que podia ser visualitzada també independentment.



Figura 4-12. Vista de l'interior de la sala de control. Font: IBV.

4.2 Assajos en vehicle real

Després de les proves en simulador i del seu anàlisi, es van realitzar assajos de conducció amb vehicles reals en vies públiques. L'objectiu d'aquestes proves era estudiar la influència de la complexitat de l'entorn real en els algorismes desenvolupats en simulador i adaptar-los en cas necessari. A diferència dels assajos anteriors no es va cercar la somnolència en els conductors, ans tot el contrari: en cas d'aparició de símptomes de fatiga, l'assaig conclouia.

4.2.1 Assajos controlats tipus I

Els primers assajos en vehicle real van ser realitzats de manera que fossin el màxim de similars possible als de simulador pel que fa a l'enregistrament de dades. La majoria de senyals enregistrats al simulador també ho foren aquí, fet que va incrementar la complexitat de la instrumentació dels subjectes i la instal·lació dels diversos equips al vehicle.

4.2.1.1 Vehicle

Els assajos es van dur a terme en un vehicle de la marca Audi model A4. L'elevada instrumentació necessària pels assajos va exigir una curiosa preparació de l'automòbil. Tot i la gran quantitat de sensors i dispositius, es va intentar que tots els sistemes fossin el més automàtics i el menys intrusius possibles.

Els senyals de conducció obtinguts anteriorment del simulador van ser adquirits en aquest cas del bus CAN del vehicle i d'una càmera frontal amb un sistema de reconeixement de línies. La càmera, fabricada pel departament d'Electrònica de Ficosa, era monocromàtica, tenia un rang de detecció de 40 metres, un angle de visió de 37° i una resolució de 752 x 480 píxels. El programari de la detecció de línies fou desenvolupat pel departament de Visió de Ficosa. Els senyals proporcionats mostraven soroll i problemes amb mala il·luminació, sol directe i pluja.

Per a l'obtenció de les dades del CAN van ser necessaris dos petits dispositius electrònics; el primer possibilitava la connexió CAN-ordinador (anomenat CAN Case, fabricat per Vector Informatik a Stuttgart, Alemanya), el segon s'encarregava del filtrat i gestió de missatges entre vehicle i ordinador (Gateway, també fabricat per Vector Informatik).

Tant el sistema de reconeixement de línies com el sistema de càlcul del PERCLOS requerien d'un ordinador de sobretaula (ordinadors clònics de gamma mitja) respectivament per executar-se, motiu pel qual aquests van haver de ser incorporats al vehicle. Varen ser instal·lats al portaequipatges, tal com es mostra a la Figura 4-13. Una petita placa s'encarregava de gestionar l'alimentació dels ordinadors, que s'engegaven automàticament quan s'arrencava el vehicle. El sistema d'alimentació anava connectat internament a la bateria central del vehicle, però disposava també d'una bateria auxiliar per a mantenir l'alimentació

mentre es tancaven els equips de forma controlada i segura quan el motor ja s'havia apagat. A més, en cas de produir-se una interrupció temporal de l'alimentació, com passaria si el vehicle es calés, el sistema mantenia els equips en funcionament.

A la part davantera del vehicle s'hi va instal·lar la càmera emprada pel reconeixement de les línies de carril (encarada a la via), la càmera usada pel càlcul del PERCLOS (frontal al conductor) i la càmera web usada en l'anàlisi de la polisomnografia i en l'avaluació posterior de l'estat del conductor (frontal al conductor). L'equipament es completava amb el polisomnògraf i un ordinador portàtil (Lenovo Thinkpad R61, Pequín, Xina) connectat a ell per revisar el correcte enregistrament de les dades fisiològiques, ja que la seva adquisició en vehicle tenia una alta complexitat i havia de ser controlada constantment. A la Figura 4-14 podem veure un esquema de la instal·lació del vehicle.

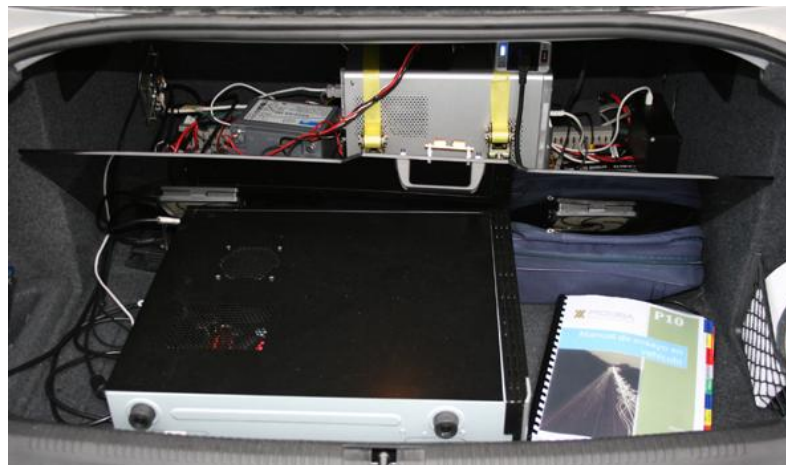


Figura 4-13. Imatge de portaequipatges del vehicle amb equips d'adquisició i processat de dades.

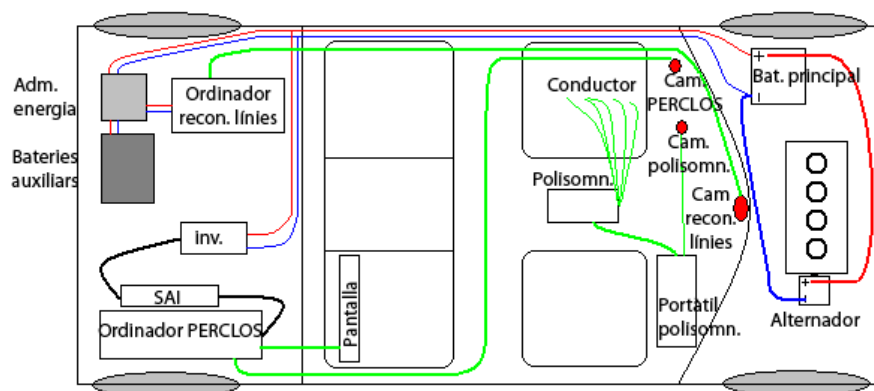


Figura 4-14. Esquema dels dispositius i la seva situació en vehicle real.

4.2.1.2 Subjectes

Els conductors dels assajos foren 12 professionals voluntaris de l'empresa Ficoso amb edats compreses entre els 25 i 52 anys. Tres d'ells eren dones i la resta homes. Tots estaven en estat de vigília i havien dormit correctament la nit anterior. A la Taula 4-2 podem veure les característiques dels participants en cada assaig:

Identificador	Professió	Sexe	Hores despert/a	Hora inici	Qualitat del son objectiva	Estat de somnolència subjectiu
23	Enginyera de R i D	F	2h	9h 32'	Normal	Desperta
24	Documentalista	F	4h	10h 49'	Normal	Desperta
25	Enginyera CAD	F	7h	15h 43'	Regular	Desperta
26	Director	M	3h	9h 00'	Normal	Despert
27	Enginyer mecànic	M	2h	9h 00'	Dolenta	Despert, però cansat
28	Director	M	5h	12h 00'	Regular	Despert
29	Director	M	5h	12h 27'	Normal	Despert
30	Gestor de projectes	M	6h	15h 30'	Normal	Despert, però cansat
31	Gestor de projectes	M	5h	12h 54'	Normal	Despert
32	Enginyer mecànic	M	7h	15h 32'	Normal	Despert, però cansat
33	Director	M	2h	9h 17'	Molt bona	Despert
34	Gestor de projectes	M	6h	12h 57'	Bona	Despert

Taula 4-2. Informació dels subjectes participants als assajos.

4.2.1.3 Procediment

El primer pas realitzat per cada participant de l'assaig fou omplir un qüestionari centrat principalment en els seus hàbits del son. Després es va dedicar una mitjana de 30 minuts a instrumentar els subjectes i preparar els diferents dispositius d'enregistrament. Podem veure un conductor instrumentat durant un dels assajos a la Figura 4-15.

Posteriorment, els participants van conduir durant 2 hores per una ruta en autopista prèviament definida. Se'ls va indicar que havien de conduir seguint estrictament el codi de circulació. Un mínim de dos observadors externs avaluaven l'estat del conductor. També s'encarregaven d'enregistrar esdeveniments i incidències en la conducció.

Un cop acabada la conducció, es demanà als subjectes una avaluació general subjectiva del seu estat durant l'assaig. Un cop feta van estar 5 minuts al seient amb els ulls tancats. Així es van obtenir dades de l'activitat fisiològica en un context semblant al son sense conduir.



Figura 4-15. Participant durant un assaig.

4.2.1.4 Dades enregistrades

La majoria de dades enregistrades en els anteriors assajos també ho foren en vehicle, així que els assajos fossin el més similars possibles. Cal destacar que per poder adquirir els senyals de conducció, obtinguts anteriorment directament el simulador, fou necessària una preparació específica del vehicle, com s'ha descrit a un punt anterior. La sincronització dels senyals es va fer gràcies al rellotge dels diferents dispositius, que era revisat i ajustat a l'inici de cada assaig.

4.2.1.4.1 Biomèdiques

Els senyals biomèdics enregistrats anteriorment varen ser també enregistrats al vehicle, exceptuant els senyals de temperatura (tant mitjançant elèctrodes com amb la càmera termogràfica), ja que van mostrar no ser d'interès pel nostre estudi. Tampoc les mantes de pressió van ser emprades, ja que el seu elevat cost feia descartar el seu ús en la detecció de somnolència. La banda respiratòria superposada al cinturó va haver de ser eliminada per qüestions de seguretat. La resta de senyals van ser adquirits amb els mateixos dispositius i les mateixes configuracions que en l'assaig de simulador.

Els senyals enregistrats (presentats en detall al subapartat 4.1.4.1) en aquest tipus d'assaigs foren els següents:

- EEG
- ECG
- EOG
- EMG
- Respiració
- Pressió parcial d'oxigen
- Freqüència cardíaca

4.2.1.4.2 Conducció

Com hem comentat, les dades referents a la conducció van adquirir-se a través de dos fonts diferents: del bus CAN i d'una càmera de reconeixement de línies. En ambdós casos, tal com era previsible, els senyals tenien més soroll que els obtinguts directament del simulador. Aquest fet és causat per la complexitat inherent al món real, per la sensibilitat i possibles errors dels sensors, per les vibracions durant la circulació, etc. La freqüència de mostreig fou de 10 Hz, tot i que puntualment apareixia una fluctuació del senyal o "*jitter*", situació on el sistema perd estabilitat i la freqüència de mostreig es redueix durant algunes mostres. En casos greus de *jitter* els trams afectats eren descartats.

Les dades adquirides a través del bus CAN varen ser:

- **Temps de conducció:** temps transcorregut des de l'inici de l'assaig, en segons.
- **Velocitat:** velocitat instantània, en metres per segon.
- **Velocitat angular o moviment de guinyada:** velocitat de rotació en l'eix vertical del vehicle, tal com veiem a la Figura 4-16. Aquesta informació és sovint enregistrada per giroscopis situats al centre de gravetat del vehicle.
- **Intermitents:** ús de l'intermitent esquerre, intermitent dret, o d'ambdós a la vegada.
- **Gir de volant:** posició del volant, on el valor 0 correspon al punt mig o de repòs (volant "recte"), en radians. La informació és proporcionada per sensors magnètics d'alta resolució que poden detectar moviments menors a un grau (fins a una desena part de grau). El seu rang habitual és de $\pm 720^\circ$ (quatre girs de volant).
- **Velocitat de gir de volant:** velocitat dels canvis en la posició del volant, on el valor 0 correspon a l'estat de repòs (o sense moviment), en radians per segon.

- **Accelerador:** posició del pedal d'acceleració, on 0 indica la posició en repòs i 100 la premuda màxima, en percentatge.
- **Fre:** pressió exercida sobre el pedal de fre, en bars.
- **Hora del dia:** hora, minut i segon de la mostra.

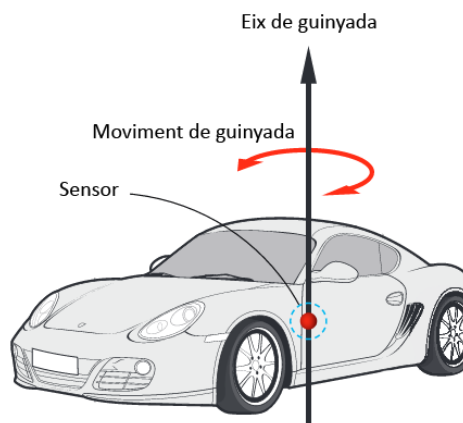


Figura 4-16. Representació del moviment de guinyada o velocitat angular.

Tal com hem comentat, les dades referents a la posició en el carril van ser obtingudes a partir de l'anàlisi de les imatges proporcionades per una càmera frontal. Els algorismes de detecció de línies de carril emprats es trobaven en una primera fase de desenvolupament, motiu pel qual la qualitat dels senyals era una mica inestable tot i que acceptable. Per al seu correcte funcionament, prèviament se li va introduir al sistema informació sobre el calibratge intrínsec (relatiu a les lents i la seva distorsió) i sobre el calibratge extrínsec (relatiu a la posició de la càmera en el vehicle) de la càmera, així com l'amplada del vehicle. Aquesta informació sols calia ser introduïda un cop per instal·lació.

Les dades adquirides a través del sistema de reconeixement de línies, que es poden veure gràficament a la Figura 4-17, varen ser:

- **Distància a la línia esquerra:** separació entre la part exterior esquerra de la carrosseria del vehicle i la part exterior dreta de la línia esquerra del carril, en centímetres.
- **Distància a la línia dreta:** separació entre la part exterior dreta de la carrosseria del vehicle i la part exterior esquerra de la línia dreta del carril, en centímetres.
- **Mida del carril:** separació entre la part exterior dreta de la línia esquerra del carril i la part exterior esquerra de la línia dreta del carril, en centímetres.
- **Validesa:** indicacions de si la línia esquerra o la línia dreta han estat detectades correctament en la mostra.



Figura 4-17. Distàncies calculades pel sistema de reconeixement de línies.

Font: imatge modificada d'[Autobild].

4.2.1.4.3 Visuals

El PERCLOS va ser calculat amb el mateix sistema emprat al simulador (punt 4.1.4.3). Donada la complexitat existent al món real (canvis d'il·luminació, contrastos elevats, il·luminació solar directa, etc.), i tot i la prohibició d'emprar ulleres de sol, la qualitat del càlcul del PERCLOS va baixar i en determinats intervals no va poder ser calculat. Exemples de resultats proporcionats pel sistema en entorn real poden veure's a la Figura 4-18.



Figura 4-18. Exemples de la detecció de PERCLOS en vehicle real. A la primera imatge de l'esquerra ha estat calculat correctament, mentre que a les altres dues s'obtenen resultats incorrectes a causa d'una il·luminació irregular i amb elevat contrast. Font: UAH.

4.2.1.4.4 Generals

Tal com als assajos en simulador (subapartat 4.1.4.4), en aquests assajos en vehicle real també es va enregistrar el rostre del conductor amb una càmera web per tal de facilitar el posterior anàlisi polisomnogràfic o aclarir dubtes en la classificació de l'estat del conductor. Així mateix, dos observadors externs presents en l'assaig van avaluar classificar el conductor com a apte o no apte i van anotar fets i esdeveniments rellevants en l'assaig.

4.2.2 Assajos controlats tipus II

El segon tipus d'assajos en vehicle real també van realitzar-se amb el màxim de similitud amb els de simulador pel que fa a l'enregistrament de dades. Les dades adquirides foren gairebé les mateixes que als assajos en vehicle presentats al punt anterior. La principal diferència amb ells va ser que en aquests nous assajos es va treballar en col·laboració amb la flota de conductors d'Applus+ Idiada, un equip especialitzat en les proves de vehicles i els seus components, fet que va permetre incrementar la durada de cada assaig. Les proves es van realitzar en dues rutes diferents al llarg de Catalunya, descrites en aquest apartat, enregistrant un total de 16.329 quilòmetres.

4.2.2.1 Vehicle

Els assajos es van dur a terme amb els mateixos sistemes, instal·lació i configuració que en els assajos en vehicle presentats al punt anterior. El vehicle emprat però, fou diferent. En aquests assajos es va utilitzar un Seat Toledo. A la Figura 4-19 podem veure l'equip d'enregistrament instal·lat al portaequipatges del vehicle. La instal·lació segueix el mateix esquema que el mostrat a la Figura 4-14.



Figura 4-19. Sistemes instal·lats al portaequipatges per l'adquisició de dades.

4.2.2.2 Subjectes

Per la realització d'aquestes proves es van seleccionar 12 subjectes (11 homes i 2 dones), conductors professionals de flota, amb edats compreses entre els 26 i 56 anys. Tots estaven en estat de vigília i havien dormit la nit anterior. A la Taula 4-3 podem veure les característiques dels participants en cada assaig:

Identificador	Edat	Sexe	Hores despert/a	Hora inici	Qualitat del son	Estat de somnolència subjectiu	Ruta
48	55	M	7	15h16'24"	Normal	Despert però cansat	2
49	42	M	1:30	06h45'55"	Regular	Amb son però podria realitzar qualsevol activitat	2
50	56	M	1	06h46'27"	Normal	Despert però cansat	1
51	26	M	5:30	07h28'37"	Bona	Despert	2
52	32	M	3	10h14'41"	Normal	Despert però cansat	2
53	40	M	1:30	06h12'10"	Normal	Despert	2
54	34	M	8:30	13h59'35"	Molt bona	Amb son però podria realitzar qualsevol activitat	1
55	30	M	1	07h23'45"	Normal	Amb son però podria realitzar qualsevol activitat	2
56	45	M	1:30	06h54'24"	Dolenta	Amb son, no tinc clar poder realitzar qualsevol activitat	2
57	34	F	8	06h18'42"	Regular	Desperta	1
58	*	M	1	06h52'43"	Normal	Despert	1
59	35	F	2:30	06h49'28"	Molt bona	Amb son però podria realitzar qualsevol activitat	1

Taula 4-3. Informació dels subjectes dels assajos.

4.2.2.3 Procediment

El primer pas realitzat per cada participant de l'assaig fou omplir un qüestionari centrat principalment en els seus hàbits del son. Després es van dedicar uns 20 minuts a instrumentar els subjectes en una sala habilitada al dispensari de les instal·lacions on es realitzaven els assajos amb personal sanitari. Una vegada instrumentats, es van preparar per a l'adquisició els diferents equips del vehicle, amb una dedicació d'uns 10 minuts.

Com que nombrosos estudis (presentats posteriorment al subapartat 5.2.4.6) indiquen que a la sortida i posta del sol el risc de somnolència és elevat, es va decidir que les rutes a realitzar es completarien a primera hora del matí. Es van cercar les rutes que major fatiga i somnolència produeixen als conductors d'Applus+ Idiada, segons la seva experiència. Les dues rutes seleccionades es mostren a la Figura 4-20 i Figura 4-21.



Figura 4-20. Representació gràfica de la ruta 1.

Font: Applus+ Idiada.



Figura 4-21. Representació gràfica de la ruta 2.

Font: Applus+ Idiada.

Posteriorment, els participants van conduir durant més de 6 hores, descansant com a mínim 10 minuts cada dues hores o quan se sentien cansats. Se'ls va indicar que havien de conduir seguint estrictament el codi de circulació. A la Figura 4-22 es mostra un conductor durant un dels assajos.

Un cop finalitzada la conducció, es demanà als subjectes una avaluació general subjectiva del seu estat durant l'assaig. Un cop feta, van romandre 5 minuts asseguts amb els ulls tancats. Així es va obtenir un enregistrament de l'activitat fisiològica en un context semblant al son sense conducció.

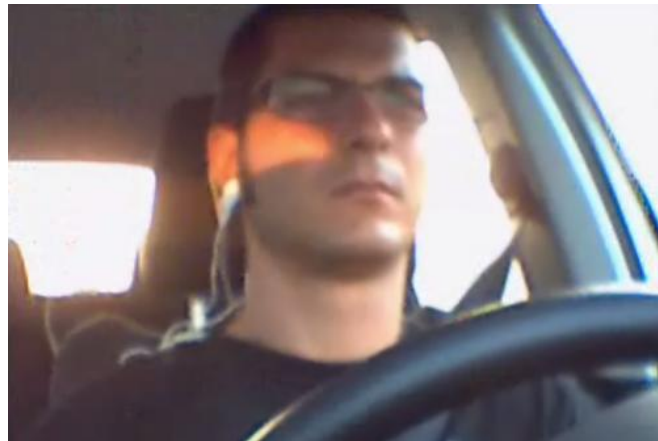


Figura 4-22. Participant instrumentat durant un dels assajos.

4.2.2.4 Dades enregistrades

Les dades enregistrades a l'assaig foren les mateixes que als assajos en vehicle anteriors, amb dues excepcions. La primera fou la supressió del casquet d'EEG, ja que usar-lo en assajos de tanta duració no era possible. Ja als assajos de simulador els participants van comentar la incomoditat que els suposava dur-lo. El seu ús causa molèsties que s'incrementen a mesura que transcorre el temps, ja que els punts del cuir cabellut en contacte amb els elèctrodes reben una pressió contínua molt molesta exercida per la malla. A causa de la llarga durada d'aquests assajos, els canals EEG enregistrats van ser reduïts, i enlloc d'usar un casquet EEG es van emprar tres elèctrodes de cullereta. Van ser adquirits els canals amb major informació referent a la somnolència i amb més interès per part de l'equip mèdic (pertanyent a la Clínica del Son Estivill), els quals s'han marcat a la Figura 4-23.

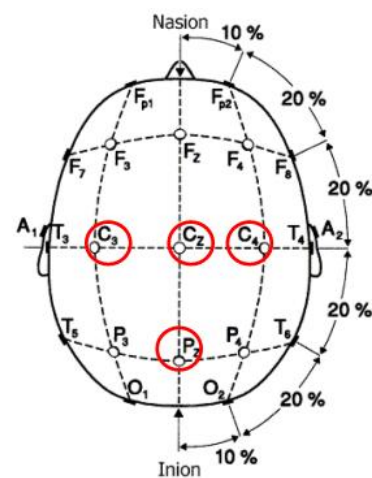


Figura 4-23. Vista superior cranial amb els punts on es van situar els elèctrodes assenyalats. Font: [Nicolas 12].

La segona diferència amb relació als assajos anteriors fou la no presència d'avaluadors externs durant l'assaig. L'avaluació de l'estat del conductor i l'anotació d'esdeveniments durant l'assaig es va realitzar posteriorment a l'assaig amb la visualització de les imatges del rostre del conductor i l'anàlisi de les dades de conducció enregistrades.

4.2.3 Assajos parcialment controlats i no controlats

Després de la realització dels diferents assajos controlats en vehicles reals, quatre vehicles de flota de l'empresa Ficoso varen ser equipats per enregistrar les dades de conducció. Aquests vehicles són agafats pels empleats de Ficoso en els seus desplaçaments laborals habituals. A part d'enregistrar dades, els vehicles executaven també el sistema de detecció d'estats inadequats desenvolupat en aquesta tesi. La finalitat d'aquests assajos fou, a part de la de recollir el màxim nombre de dades i situacions de conducció, la de validar i millorar el detector desenvolupat, així com avaluar la seva resposta des del punt de vista d'usuari.

L'adquisició de dades fou completament transparent a l'usuari, el qual no havia de realitzar cap acció per posar en marxa els dispositius d'enregistrament de dades. Per aquest motiu va ser descartada l'adquisició de dades biomèdiques (amb l'excepció de l'activitat respiratòria en algun cas), del PERCLOS i l'avaluació externa; sols van enregistrar-se, de manera automàtica, les dades de conducció. En proves específiques on es cercava enregistrar característiques o situacions de conducció determinades (conducció en carreteres amb moltes corbes, conduccions esportives, etc.), observadors externs van anotar els esdeveniments d'interès i estat del conductor. Aquests assajos amb observadors externs els considerem "parcialment controlats", mentre que els assajos sense observador extern són "no controlats".

Fins a l'actualitat, s'han comptabilitzat un total superior als 60.000 km de dades de conducció enregistrades amb aquests vehicles. Les dades han estat adquirides en un total de set països europeus, tot i que la majoria corresponen al nostre territori.

4.2.3.1 Vehicle

Els assajos es van dur a terme en quatre vehicles de flota de Ficoso. Inicialment es van emprar tres Seat Altea i el Seat Toledo usat en els anteriors assajos en vehicle, tot i que al cap d'un temps aquest últim fou substituït per un Seat Altea d'idèntiques característiques als altres tres.

L'equipament dels vehicles consistia en el dispositiu lector del bus CAN emprats als assajos en vehicle anteriors, una càmera frontal, un microcontrolador que en processava les imatges i un ordinador clònic específic per vehicles (comprat a l'empresa CarTFT, Reutlingen, Alemanya). Aquest ordinador es diferencia dels de sobretaula per les seves reduïdes dimensions, per la seva robustesa a vibracions i per disposar d'un sistema integrat automàtic d'encesa i apagada connectat amb la ignició i la bateria del vehicle. La funció d'aquest ordinador era la d'emmagatzemar les dades del CAN i de la càmera.

La càmera frontal i el programari de detecció de línies anterior van ser completament substituïts per sistemes més actuals desenvolupats per l'empresa Adasens (Lindau,

Alemanya). La nova càmera, basada en un sensor d'Aptina model MT9V023 (Oberhaching, Alemanya), tenia una resolució de 752 x 480 píxels en color i un angle de visió de 37°. El programari de detecció de línies, per la seva banda, era capaç de processar fins a 24 imatges per segon, detectar línies amb tot tipus de característiques (simples, dobles, d'obra...) a més de 50 metres.

Com a interfície entre el detector d'estats inadequats i el conductor es va utilitzar un petit dispositiu dissenyat per al nostre detector que indicava, mitjançant tres icones diferents, el nivell d'alerta del conductor calculat pel sistema, tal com mostrem a la Figura 4-24. Opcionalment es podia connectar una petita pantalla per vehicles a l'ordinador per veure variables intermèdies i informació addicional del nostre sistema.



Figura 4-24. Interfície entre l'algorisme de detecció de somnolència i el conductor emprat als vehicles, mostrant els tres estats de que consta.

4.2.3.2 Subjectes

Els conductors d'aquests assajos foren més de 50 professionals de diferents departaments de l'empresa Ficoso. No van ser prèviament seleccionats, ni cap d'ells va ser descartat, ja que es cercava enregistrar i avaluar el sistema en conduccions completament habituals.

4.2.3.3 Procediment

Gràcies a la col·laboració de l'equip encarregat dels vehicles de flota de l'empresa, abans que els conductors iniciessin el seu viatge contactàvem amb ells per explicar-los les característiques del sistema instal·lat al vehicle, sempre que era possible. També se'ls remarcava que havien de conduir de manera normal i descansar si sentien el menor símptoma de fatiga.

Al conductor se li entregava una fitxa que havia d'omplir per cada trajecte. En retornar el conductor del seu viatge, quan era possible, es revisava la fitxa conjuntament amb ell, s'aclaria qualsevol dubte i se li demanava la seva opinió sobre el funcionament del sistema. Posteriorment es desaven les dades enregistrades i es revisava el correcte funcionament dels equips d'enregistrament.

4.2.3.4 Dades enregistrades

Tal com hem avançat, en aquests assajos l'enregistrament de dades es centrava principalment en aquelles referents a la conducció. Sols ocasionalment s'adquirien també dades respiratòries i d'observador extern. El sistema de reconeixement de línies va ser substituït per un amb millors característiques, tant el maquinari com el programari, obtenint amb ell dades més precises, estables i àmplies.

4.2.3.4.1 Biomèdiques

El registre polisomnogràfic realitzat als assajos controlats fou descartat en aquests nous assajos. El major inconvenient que presenta és que el sistema no és transparent per a l'usuari: cal que es col·loqui els diferents sensors cada cop que condueixi. A més, en cas d'usar elèctrodes adherits o de cullereta, és molt difícil per a una persona no entrenada situar-los als punts exactes, fet que pot causar soroll i mala qualitat als senyals. El sistema és també molest un cop finalitzat l'assaig, ja que s'ha d'usar una pasta o gel com a interfície entre el cuir cabellut i els elèctrodes que un cop retirat el sistema queda adherit al cabell de l'usuari, podent-se eliminar sols amb aigua i sabó. Com per cada assaig no podia haver-hi un expert encarregat de la instrumentació i els sistemes de registre havien d'interferir el mínim possible amb l'activitat del conductor, el registre de senyals biomèdics va ser generalment descartat.

Puntualment, en alguns dels assajos parcialment controlats va ser enregistrada la respiració del subjecte per tal de, en un futur, poder estudiar la fusió del nostre sistema amb un de basat en la respiració. L'adquisició no es va dur a terme amb l'equip de polisomnografia, ja que la seva complexitat era innecessària per enregistrar un sol senyal biològic, sinó amb un dispositiu portàtil d'adquisició de dades. Era de dimensions reduïdes (15 x 8 cm) i obtenia les dades de la banda pletismogràfica inductiva amb una resolució de 16 bits.

4.2.3.4.2 Conducció

Tal com en els assajos anteriors, les dades referents a la conducció van adquirir-se a través de dues fonts diferents: del bus CAN i d'una càmera de reconeixement de línies. La freqüència de mostreig fou de 10 Hz en ambdós casos. Els senyals del bus CAN varen ser els mateixos que els adquirits als anteriors assajos en vehicle real, els quals recordem que eren els següents:

- Temps de conducció
- Velocitat
- Velocitat angular
- Intermitents
- Gir de volant
- Velocitat de gir de volant
- Accelerador
- Fre
- Hora del dia

Gràcies a aquest nou sistema de reconeixement de línies, el nombre d'informació rebuda va augmentar; a més, les distàncies a les línies van guanyar en estabilitat i qualitat. Per cada una de les línies, dreta i esquerra, vam obtenir la següent informació:

- **Validesa:** indicador de si s'ha detectat la línia o no.
- **Identificador:** identificador únic de la línia.
- **Confiança:** nivell de seguretat en la detecció de la línia, entre 0 i 1.
- **Distància:** distància del centre de coordenades del vehicle a la línia. En aquest programari el centre de coordenades usat es troba al punt mig del vehicle. Les distàncies cap a la seva dreta seran negatives i cap a la seva esquerra positives. Podem veure les distàncies mostrades gràficament a la Figura 4-25.
- **Pendent:** pendent estimat entre la línia detectada i el vehicle, en radians.
- **Curvatura:** curvatura estimada entre la línia detectada i el vehicle, en graus/metre.
- **Taxa de curvatura:** canvi de la curvatura en la distància, en graus/metre².
- **Metres recorreguts:** distància recorreguda sense canviar de línia, en metres.
- **Abast frontal:** distància longitudinal al punt més proper respecte el vehicle de la línia, en metres.
- **Abast llunyà:** distància longitudinal al punt més allunyat respecte el vehicle de la línia, en metres.
- **Amplada:** amplada de la línia del carril, en metres.
- **Tipus:** tipus de línia, contínua, discontinua o indeterminada.



Figura 4-25. Distància esquerra i dreta calculades pel sistema de reconeixement de línies.

Font: imatge modificada d'[Autobild].

4.2.3.4.3 Generals

Per cada trajecte, i sempre que hi col·laborava, se li demanava al conductor omplir una fitxa on havia de respondre un petit qüestionari sobre la ruta realitzada, l'estat en que s'havia trobat, el funcionament del sistema i altres qüestions relacionades.

En assajos realitzats per provar determinades funcionalitats del sistema o per enregistrar situacions de conducció específiques, un o dos observadors externs van anotar els esdeveniments d'interès per la prova i/o l'estat del conductor. A diferència dels assajos anteriors que classificaven l'estat del conductor en tres nivells, en aquests assajos es simplificà aquesta classificació eliminant un dels estats, de manera que els conductors eren classificats com a “aptes” o “no aptes”.

4.2.4 Assajos d'activitat

Durant els assajos no controlats vam observar que el nostre sistema era vulnerable a les conduccions esportives i actives en general. Tot i executar proves parcialment controlades específiques per estudiar aquest tipus de conduccions en un nivell moderat, vam decidir enriquir les nostres bases de dades amb conduccions més agressives. La seva realització en vies públiques podia comportar situacions de risc, motiu pel qual van ser dutes a terme en un tram de carretera tallat especialment per l'assaig.

En total van realitzar-se tres tandes de proves amb conductors diferents, formades cada una per quatre repeticions del mateix trajecte amb diferents nivells d'esportivitat, que eren:

- **Conducció tranquil·la:** velocitat intermèdia i regular, corbes ben traçades, cap sortida de carril, ús d'intermitents.
- **Conducció esportiva baixa:** velocitat elevada, algunes frenades irregulars, corbes traçades per les parts interiors però sense trepitjar la línia ni sortir de carril.
- **Conducció esportiva moderada:** velocitat elevada, corbes agafades ràpidament, trepitjades de línia.
- **Conducció altament esportiva:** velocitat elevada amb canvis bruscs, corbes mal traçades, sortides de carril.

4.2.4.1 Vehicle

Els vehicles usats van ser l'Audi A4 presentat al subapartat 4.2.1.1 (un cop), de configuració esportiva, i un dels Seat Altea presentats al subapartat 4.2.3.1 (dos cops), menys esportiu però més habitual a les carreteres. Va ser usat l'equipament d'enregistrament de dades de

conducció instal·lat prèviament als vehicles juntament amb una càmera web enfocant el rostre del conductor i el volant.

4.2.4.2 Subjectes

Els assajos van ser realitzats per tres conductors voluntaris empleats de Ficoso, un d'ells antic provador de vehicles. Cada un d'ells va realitzar quatre repeticions del mateix trajecte conduint amb els nivells d'esportivitat anteriors.

4.2.4.3 Procediment

Un cop tallada per complet la carretera i amb el permís dels equips vials van iniciar-se les proves, les quals s'havien de realitzar d'una en una per seguretat. Als conductors se'ls havia explicat el procediment de les proves i el tipus de conducció que havien de realitzar. Durant la seva realització van ser acompanyats al vehicle per dos observadors externs.

4.2.4.4 Dades enregistrades

Les dades d'interès a enregistrar foren les relatives a la conducció. Les seves característiques són descrites al subapartat 4.2.1.4.2 en el cas de l'Audi i en el 4.2.3.4.2 en el cas del Seat. Per tal de poder analitzar posteriorment l'assaig complet, es van enregistrar també les imatges proporcionades per la càmera web i per la càmera de reconeixement de línies. Els dos observadors externs van encarregar-se d'anotar els diferents esdeveniments durant la prova i revisar que l'assaig es dugués a terme segons el protocol dissenyat.

4.3 Assajos externs

A part de validar el detector d'estats inadequats amb dades provinents dels nostres vehicles, també vam fer-ho amb dades externes a nosaltres. La informació que se'ns va proporcionar d'elles és limitada (desconeixem les característiques dels seus conductors, els vehicles amb que s'han realitzat, els trajectes recorreguts, etc.), però tot i això el seu anàlisi és d'elevat interès ja que permeten analitzar dades diferents a les nostres i validar el sistema amb altres referències.

4.3.1 Assajos externs I

Aquests assajos proporcionats per un fabricant de vehicles se'ns van donar dividits en dos grups: d'entrenament, on es proporcionava una avaluació subjectiva de l'estat del conductor, i de validació, on no se'n proporcionava cap. El primer constava de 26 assajos mentre que el segon de 19.

Els assajos van ser generalment duts a terme entre les 8 i les 11:20 del vespre. Les rutes seguides no eren repetides en cada assaig, sinó que variaven. En algunes es circula principalment per autopista, mentre que en d'altres en vies urbanes o interurbanes.

El vehicle no estava equipat amb una càmera de reconeixement de línies, pel que aquesta informació no se'ns va proporcionar. La resta de senyals de CAN habituals en els nostres assajos sí que estaven disponibles, mostrejats a 10Hz:

- Temps de conducció
- Velocitat
- Velocitat angular
- Intermitents
- Gir de volant
- Velocitat de gir de volant
- Accelerador
- Fre
- Hora del dia

Tal com hem comentat, també se'ns va proporcionar una avaluació de l'estat del conductor. Aquesta va ser generada a partir de l'autoavaluació del conductor i de l'avaluació d'un observador extern. Cada 10 minuts avaluaven l'estat del conductor en l'últim minut, basant-se en una escala de 0 a 13, on 0 indicava vigília i 13 somnolència. El valor màxim d'ambdues avaluacions era el seleccionat com a referència final. El primer cop que s'assolia el nivell 5 o un de superior indicava el moment en què s'havia de mostrar un avís al conductor (similar amb el nostre pas de nivell verd a groc), mentre l'assoliment d'un nivell 7 o superior indicava el moment de generació d'una segona alarma més important (en el nostre cas, l'entrada al nivell vermell).

4.3.2 Assajos externs II

Els segons assajos externs que vam poder analitzar constaven de 24 conduccions, 21 en vigília i 3 en estat de fatiga i somnolència. Els assajos difereixen entre ells pel que fa a la durada, hora d'inici, recorregut, etc. Tot i això, podem dir que la durada mitjana és de 2:30 hores, tot i que també podem trobar assajos de 4 i 5 hores. La suma de quilòmetres d'aquesta base de dades és d'uns 4.300 km, d'on uns gairebé 500 km corresponen a conduccions amb somnolència. La majoria de registres han estat fets a Centreeuropa, en un total de 4 països diferents.

Un punt important de diferenciació entre les dades d'aquest assaig i la resta és la freqüència de mostreig. En els altres assajos el seu valor és de 10 Hz, mentre que les dades d'aquestes proves van ser mostrejades a 16 Hz.

Del bus CAN se'ns van proporcionar els senyals enregistrats habitualment en els nostres assajos exceptuant la informació relativa al volant i al pedal de fre. Concretament, els senyals disponibles van ser sis:

- Temps de conducció
- Velocitat
- Velocitat angular
- Intermitents
- Accelerador
- Hora del dia

El vehicle estava equipat amb una càmera frontal de reconeixement de línies, la qual proporcionava per cada línia la següent informació:

- Validesa
- Confiança
- Distància
- Curvatura
- Abast frontal
- Tipus de línia

Els assajos estaven classificats com a aptes o no aptes. En els assajos aptes el conductor realitzava la prova sol, mentre que als no aptes anava acompanyat d'un observador extern que anotava els esdeveniments i incidències rellevants de l'assaig.

4.4 Bibliografia

- [Autobild] Autobild. <http://www.autobild.de/>
- [Bergasa 06] L. M. Bergasa, J. Nuevo, M. A. Sotelo, R. Barea, and M. E. Lopez, "Real-time system for monitoring driver vigilance", *IEEE Transactions on Intelligent Transportation Systems*, vol. 7, pp. 63–77, March 2006.
- [Mavjee 94] V. Mavjee and J. A. Horne, "Boredom effects on sleepiness/alertness in the early afternoon vs. early evening and interactions with warm ambient temperature", *British Journal of Psychology*, vol. 85, no. 3, pp. 317–333, 1994.
- [MISRA 04] The Motor Industry Software Reliability Association, "Guidelines for the use of the C language in critical systems", 2004. <http://www.misra.org.uk/>
- [Nicolas 12] L. F. Nicolas and J. Gomez, "Brain computer interfaces, a review", *Sensors*, vol. 12, no. 2, pp. 1211–1279, 2012.
- [Nuevo 10] J. Nuevo, L. M. Bergasa, and P. Jiménez, "RSMAT: Robust Simultaneous Modeling and Tracking", *Pattern Recognition Letters*, vol. 31, no. 16, pp. 2455 – 2463, 2010.

5 Resultats

En els següents apartats presentarem els diferents estudis i algorismes desenvolupats per detectar estats no aptes basats de la degradació del control dinàmic del vehicle. En un primer apartat analitzarem els efectes de la somnolència en simulador, treballant amb subjectes amb privació del son. Identificarem quines són les variables més significatives per detectar somnolència, les quals emprarem en el següent apartat per dissenyar algorismes per detectar estats no aptes en vehicle real. En aquest segon apartat es presentaran els diversos algorismes i mòduls desenvolupats, així com els resultats obtinguts amb cada un d'ells i la seva caracterització. Finalment mostrarem els resultats obtinguts amb el sistema complet emprant bases de dades de tercers.

Aquest capítol no pot ser mostrat ja que es troba sotmès a un procés de protecció.

6 Conclusions i treball futur

6.1 Conclusions

Hem desenvolupat un sistema que permet identificar estats no aptes per la conducció a partir de mesures basades en el control dinàmic del vehicle. Sols necessita senyals ja existents al vehicle, tot i que l'addició d'una càmera frontal (habitual per altres sistemes ADAS) millora substancialment la qualitat de la informació d'entrada del sistema. Té com a indicadors principals per generar l'alarma la desviació estàndard de la posició al carril i l'estadística dels *reversals* de volant. Addicionalment emprarem la detecció de correccions brusques de volant, detectades a partir de la velocitat de gir del vehicle.

Els algorismes desenvolupats compleixen la normativa MISRA C i estan optimitzats per tal de poder-se executar en només 2'6 ms a una freqüència de mostreig de 16 Hz en un microcontrolador ARM Cortex M4.

L'aparició de situacions al món real no existents en simulador tals com canvis de via, curvatures elevades, condicions meteorològiques, conductors que no segueixen completament el codi de circulació i altres de similars ha fet necessari el desenvolupament de models auxiliars per millorar l'especificat del sistema. Hem identificat els factors de la conducció que tenen més impacte sobre la fiabilitat dels indicadors en que es basa l'alarma i els hem dissenyat mòduls específics. Per evitar falses alarmes en vies amb curvatura elevada un algorisme s'encarrega de detectar les corbes i estimar la seva curvatura. El sistema reduirà la sensibilitat en zones amb corbes. També detectem els avançaments sense intermitents i els canvis de carril per tal de tenir en compte que aquestes modificacions de la trajectòria són intencionades. Finalment, la conducció activa és un altre dels factors que redueixen la correctesa de la nostra alarma. Hem aconseguit identificar-la mitjançant dos models. Les característiques més significatives estan basades en els moviments de volant, els intermitents, la velocitat i ambdós pedals. Cal també esmentar que la dinàmica de l'alarma implementada, que dificulta el retorn de no apte a apte, s'ajusta millor a l'evolució real de la fatiga.

La complexitat del món real queda també reflectida en la qualitat dels senyals. L'estabilitat en la identificació de les línies es veu afectada en no poden ser identificades correctament en determinades condicions. Per aquest motiu cal descartar les mostres invàlides en el càlcul de la mida del carril per tal de no obtenir un resultat incorrecte en trams amb alt nombre de mostres invàlides. Als senyals en món real hi apareix soroll que afecta especialment el senyal de les línies de carril i el de la velocitat angular. Un filtrat digital adient ha millorat substancialment la qualitat dels senyals abans de l'extracció de les característiques; així, aquesta informació no fiable es tradueix en un error limitat, quantificat en detall per la desviació estàndard de la posició al carril.

Existeixen tres principals limitacions que afecten el nostre detector. Primerament, indicar que els seus nivells de predicció seran correctes sempre que l'estat de somnolència del conductor es reflecteixi en una degradació de la qualitat en la conducció. També cal remarcar que la sensibilitat es veurà disminuïda en el mòdul de volant si es caracteritza el conductor en estat no apte. Finalment, esmentar que es troba fora dels nostres objectius treballar en condicions amb fort vent, mal estat del ferm de la carretera o situacions equivalents.

A partir dels assajos en simulador hem pogut identificar quines de les característiques estudiades tenen major relació amb la somnolència. Concretament, són la desviació estàndard, la mitjana i entropia de la posició en el carril i la mitjana de la velocitat de volant. Amb l'estudi dels models dissenyats per aquestes dades, on s'empra principalment la posició relativa al carril, hem vist com l'ús d'un model únic per a tots els conductors dona resultats similars a utilitzar un model individual per a cada conductor.

L'estudi polisomnogràfic amb la finalitat de classificar fases de son no ha estat possible, ja que el soroll causat pels moviments del conductor i, en major grau, la seva lluita per mantenir-se despert han impossibilitat la identificació dels patrons clàssics del son.

També volem hem pogut observar que mentre als assajos en simulador el PERCLOS presentava molt bons resultats, en vehicle ha mostrat ser molt sensible a la il·luminació i la seva correcta identificació ha davallat.

És important destacar que el voler avaluar la conducció sense informació d'una càmera de reconeixement de línies implica majors dificultats que en cas de tenir-ne, ja que no es disposa de la informació de la posició del vehicle. Aquest obstacle, juntament amb l'elevada variabilitat entre individus en la manera de moure el volant, desemboca en una major complexitat en l'ús dels moviments del volant com a major indicador de l'estat del conductor. Aquesta complexitat ha fet necessària la introducció d'una etapa de caracterització, la qual compensa aquests dos obstacles.

Finalment, comentar que durant el desenvolupament inicial del mòdul de moviments de volant, hem determinat que la relació entre *steerings* i *reversals* no permet distingir clarament entre estats. Ni ella ni la velocitat de gir del volant per si sola són, tampoc, capaces de fer front a la variabilitat intra-personal.

6.2 Treball futur

Existeixen diverses millores que poden ser realitzades en etapes posteriors per tal d'ampliar o millorar el sistema. La primera d'elles implica el càlcul d'un valor de confiança per cada penalització (posició al carril i moviments de volant), de manera que fos tingut en compte a l'hora de combinar les penalitzacions. Una millora relacionada amb els senyals del vehicle consistiria en automatitzar la detecció d'òfsets en senyals, tal com passa amb la velocitat lateral, i, en cas d'haver-n'hi, corregir-los. Pel que fa al mòdul de cicles circadians, existeixen lleugeres diferències entre països, pel que el seu ajustament a cada un d'ells podria millorar la sensibilitat del sistema.

Un aspecte més complex de dur a terme però que permetria adaptar el sistema a cada usuari seria la integració d'informació del propi conductor. Sabem que l'edat, el sexe, l'índex de massa corporal, les hores de son, etc. influeixen en la propensió i horari de l'aparició de somnolència. En cas que el fabricant de l'automòbil possibilités la introducció d'aquestes dades per part del conductor, aquesta informació seria proveïda al nostre sistema i amb ella s'individualitzaria el detector. També evitaria la necessitat de caracteritzar els moviments de volant en cada inici de conducció.

Un punt no tractat en profunditat al nostre estudi es la presentació dels avisos del nostre sistema al conductor. Tot i haver realitzat proves preliminars amb senyals visuals, acústics i tàctils (vibració), és necessària més investigació sobre quin és el mètode més eficaç d'alertar al conductor.

Finalment, cal mencionar l'estudi d'un nou mètode derivat d'aquesta tesi per detectar somnolència sense necessitat de senyals de vehicle o càmera. Emprant com a base l'algorisme de detecció de correccions brusques de volant, fonamentat en la velocitat lateral del vehicle, podem adaptar-lo per ser executat en un telèfon intel·ligent equipat amb giroscopis, de manera que a partir del seu senyal obtinguem la velocitat lateral del vehicle. Un primer prototip d'aquest concepte ha estat implementat i patentat.