

Detecting drowsiness early with EEG

André Defte, Mona Jiwad, Philip Bjur &
Noor Khan
KTH
Januari 2021

Abstract

Drowsy driving can lead to accidents. Today's systems focus on detecting unawareness from the driver. By monitoring the driver's brain waves, an earlier prediction could be made. Our product is able to measure and analyse brain waves to a good extent, however the results differ from what was expected.

Inledning

Säkerhet och trygghet på våra vägar och i trafiken har varit en brännande fråga sedan uppfinningen av bilen. Av alla trafikolyckor är 25–30% relaterade till trötthet.[1]

Under 2019 rapporterade SVT [2] om forskning på hur hjärnan kan somna, och stänga ned vissa delar - trots att personen har öppna ögon. Professor och överläkare Lars Rönnbäck [3] menar att en trött hjärna kan uppleva tanketröghet, nedsatt kognitiv förmåga, nedsatt motorik, försämrat fokus och allmän reaktionsnedsättning som påföljder.

Detta medför uppenbara risker vid framförande av fordon i trafiken. För att få bukt på det har utveckling och forskning under de senare decennierna funnits för att utveckla nya säkerhetssystem. Dessa system fokuserar främst på att upptäcka förarens beteenden som ett resultat av trötthet och aktiveras således i ett sent skede av tröttheten. Några exempel på dessa är: "Sleep-detecting driving gloves"

[4] och "Sleep detection and driver alert apparatus". [5]

Vår produkt - en EEG-keps - består av fyra elektroder som har kontakt med frontalloben, occipitalloben samt referenspunkter mot öronen. Den kan mäta och analysera hjärnvågor och detekterar tecken på sömnighet, vilket gör det möjligt att upptäcka avvikelser och skillnader vid specifika frekvenser och sedan varna användaren.

Design och utförande

Huvudbonaden (bild 1) har en integrerad EEG utrustad med elektroder som enligt det internationella 10-20 systemet för placering av EEG elektroder installeras vid frontalloben (Fp1) och occipitalloben (O1), vilket är de områdena av hjärnan som är mest känsliga för trötthet [6], samt två elektroder för referenstagning vid öronen (A1, A2). Smala kopparsladdar leder signalerna till ett uppsamlande kretskort som i sin tur skickar data trådlöst till mottagande dator (programvara: OpenBCI). Där analyseras förarens hjärnaktivitet genom att betrakta amplitudnivåer från hjärnans lågfrekventa elektriska aktivitet, där theta- (4-8 Hz) och alfavågor (8-13 Hz) [6] tillsammans kan påvisa trötthetstecken och därmed försämrad koncentrationsförmåga [7]. Analysen av EEG-signalerna utförs efter insamling av väsentlig data och bearbetning med hjälp av Power Spectral Density (PSD) och Fast Fourier Transform (FFT) i MATLAB, och frekvenserna jämförs

sedan över tid. När mätvärdena avviker från ett medelvärde som ansetts vara ett tillstånd av vakenhet, får föraren en varning om potentiell trötthet. EEG-kretsen som används är en OpenBCI av modell Cyton [8]. Programmeringen för EEG filtret är upplagt på github [9]. Sista steget för den färdiga produkten är utveckling av en app som kopplas upp via bluetooth, för att göra det möjligt för användaren att bli uppmärksam. Nedan (bild 2) kan flödesschemat för vår produkt observeras.



Bild 1: Huvudbonad med integrerad EEG-system.

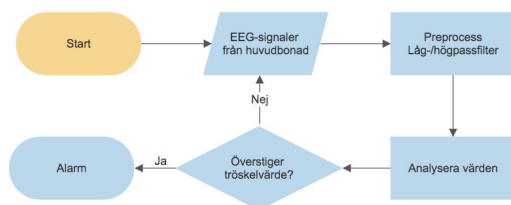


Bild 2: Flödesschema över produktens programmering från insamling av rådata till aktivering av Alarm.

Resultat

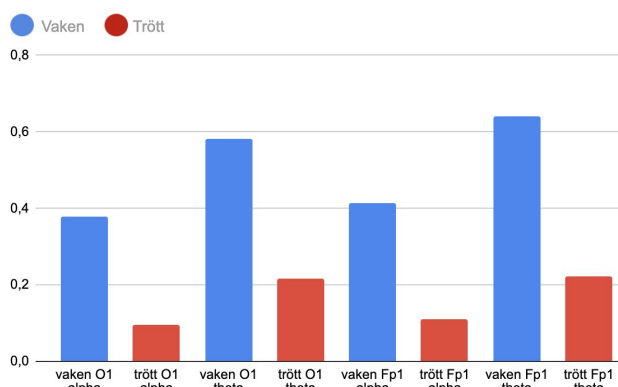


Diagram 1: Diagram över mätvärdens medelvärde från appendix (bilaga 1). Diagrammet jämför

värden som togs i vaken samt trött tillstånd. Enhet för diagrammet är volt (spänningsvariationer).

Våra experiment och mätningar visar en minskning av amplituden på alfa- och theta vågor vid trötthet som kan observeras i diagram 1. Detta motsägs av annan forskning, inklusive de som denna rapporten hänvisar till. Dessa menar att istället att frekvenserna istället bör öka i amplitud, vilket också förväntades vid vårt arbete. Givet korrekt mätdata (detta beskrivs närmare vid rapportens diskussion) kan ett medelvärde för amplituden av de långsamma frekvenserna, theta- och alfavågor tas fram. Målet var att finna ett tröskelvärde vid ca 3,8 mV, vid vilket trötthet kan påvisas [10] om vågornas amplitud överstiger. Detta enligt en studie som utför liknande experiment och kunde visa på dessa resultat [11]. När det uppmätta medelvärdet överstiger det tröskelvärdet skall applikationen aktiveras och användaren uppmärksammas som följd.

Diskussion

Mätresultaten visade sig vara svårtolkade då yttre påverkan (mekanisk) på sladdar och elektroder gav störningar och kraftiga utslag i mätningarna, vilket skapade orealistiskt höga amplitudvärden som ses i diagram 1. Detta medförde problem vid beräkning av medelvärden. Då slutprodukten är tänkt att bäras på huvudet vid framfart av fordon, blir dessa mekaniska störningar ett överhängande problem som rapporten inte har utforskat. Vi tror att vidare forskning kring en stabiliserande funktion är att föredra för att nå visionen om en fullt fungerande slutprodukt. Detta skulle kunna åstadkommas med väl isolerade sladdar, fastlödda direkt mot kretskortet.

Vidare bör elektroden ha en dynamisk upphängningsanordning i kepsens kontakt med frontalloben, där syftet är att hålla en perfekt friktion mot huden för adekvat kontakt. Detta samtidigt som kepsen tillåts att vibrera och röra sig aktsamt i en flytande nod, med en steglös rörelse i alla led.

Problemen kring den felaktiga mätdata bedöms även kunna stabiliseras genom vidare filtrering av den rådata som skickas från kretskortet, då ett medelvärde skulle kunna tas fram löpande. Då skulle ett program kunna ignorera uppenbara avvikelser i form av extrema amplituder till följd av yttre påverkan, med hjälp av en jämförelse med gången tid.

Källhänvisning

1. Ko LW, Lai WK, Liang WG, Chuang CH, Lu SW, LuYC, Hsiung TY, Wu HH, Lin CT, Single channel wireless EEG device for real-time fatigue level detection, Int JointConf Neural Netw (IJCNN), IEEE, pp. 1–5, 2015
2. Per Snaprud, (2019). Delar av hjärnan kan somna – fast du har ögonen öppna. Hämtad:2020-08-30 <https://www.svt.se/nyheter/vetenskap/delar-av-hjarnan-kan-somna-fast-du-har-ogon-nen-oppna>
3. Jörgen Borg, (2020). Hjärntrötthet. Hämtad:2020-08-29 <https://www.internetmedicin.se/behandlingsoversikter/neurologi/hjarntrötthet/>
4. Leavitt, (18, Jan, 2000). Sleep-detecting driving. United States gloves <https://patents.google.com/patent/US6016103A/en>
5. James Russell Clarke, Sr. Phyllis Maurer Clarke. (18, Nov, 1997). Sleep detection and driver alert. United States apparatus <https://patents.google.com/patent/US5689241A/en>
6. Wilson, Majunder, Wang, Guragain (2019). On-board Drowsiness Detection using EEG: Current Status and Future Prospects https://www.researchgate.net/publication/335794861_On-board_Drowsiness_Detection_using_EEG_Current_Status_and_Future_Prospects
7. S. Kar, M. Bhagat, and A. Routray, "EEG signal analysis for the assessment and quantification of driver's fatigue," Transp. Res. F, vol. 13, no. 5, pp. 297-306, Sep. 2010.

8. OpenBCI, (2020) <https://shop.openbci.com/products/cyton-biosensing-board-8-channel?variant=38958638542>
9. Github, (2020). <https://github.com/Nkhan03/EEG-Cap.git>
10. Shubha Majumder, Bijay Guragain, Chunwu Wang; Nicholas Wilson. (2019). On-board Drowsiness Detection using EEG: Current Status and Future Prospects. https://www.researchgate.net/publication/335794861_On-board_Drowsiness_Detection_using_EEG_Current_Status_and_Future_Prospects
11. Malhar Pathak & Jayanthi A. K. 2017 Biomedical Engineering Applications Basis and Communications 29(03):1750019
12. A. Shahid et al. (eds.), (2012). STOP, THAT and One Hundred Other Sleep Scales. [https://www.med.upenn.edu/cbti/assets/user-content/documents/Karolinska%20Sleepiness%20Scale%20\(KSS\)%20Chapter.pdf](https://www.med.upenn.edu/cbti/assets/user-content/documents/Karolinska%20Sleepiness%20Scale%20(KSS)%20Chapter.pdf)

Appendix

Bilaga 1

Alert / uppmärksam					
Mätning	KSS	Frontallob (Fp1)		Occipitallob (O1)	
		Alpha	Theta	Alpha	Theta
M1	3	0.2036	0.3852	1.4059	2.3015
M2	3	0.1864	0.3004	0.577	0.9385
M3	3	0.4471	-0.0216	0.182	0.2977
M4	4	0.0558	0.0886	-0.0971	-0.1591
M5	4	0.0698	0.1105	2.0183	3.2665
M6	4	0.0906	0.1491	1.0015	1.6645
M7	6	0.0251	0.0398	0.4756	0.76
M8	6	0.0436	0.0685	1.143	1.8373
M9	5	0.0091	0.0149	-0.0971	-0.1591

Trött / dåsig					
Mätning	KSS	Frontallob (Fp1)		Occipitallob (O1)	
		Alpha	Theta	Alpha	Theta
M1	7	0.0858	0.1389	-0.0095	-0.0136
M2	7	0.0959	0.1556	0.1199	0.1961
M3	7	0.1199	0.1961	0.1937	0.314
M4	7	0.1937	0.314	-0.0156	-0.0254
M5	7	-0.0156	-0.0254	0.0037	0.0099
M6	9	-0.2696	0.0109	0.1072	0.1644
M7	9	0.0535	0.1004	-0.2696	0.0109
M8	10	-0.3621	1.6769	0.1199	0.1961
M9	10	0.1057	0.0497	0.0163	0.0258

Bilaga 1: Tabell över alla mätvärden på frontallob och occipitallob vid vakenhet och trötthet. Trötthet skalan som användes var karolinska sleepiness scale, (KSS)[12]. Enhet för båda tabeller är volt (spänningsvariationer).